

Analýza dat MR břišní oblasti pro detekci morfologické struktury pankreatu

Analysis of MR abdominal region data for detection of pancreatic
morphological structure

Žaneta Chlubnová

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Dominik Vilímek

Ostrava, 2021

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá tvorbou testovací databáze a semiautomatickou segmentací pankreatu ze snímku magnetické rezonance. V teoretické části jsem se zabývala anatomii, fyziologií, patofyziologií a patologií slinivky břišní a nastínila jsem základní princip magnetické rezonance. Součástí práce je řešení na vhodnou sekvenci při skenování pankreatu a řešení na segmentaci obrazu. Pro tvorbu dat byla využita magnetická rezonance Magnetom Sempra Siemens 1,5T a sekvence T1-Vibe-Dixon. K segmentaci obrazu byla použita semiautonomní prahová metoda s názvem Soft-Thresholding. Data byla segmentována a zpracována v programu Matlab. Bylo provedeno testování robustnosti za pomoci Ricianova a Salt&Pepper šumu. Metodu lze v dohledné budoucnosti využít v lékařské diagnostice.

Klíčová slova

Slinivka břišní, Magnetická rezonance, T1-Vibe-Dixon, Soft-Thresholding, Ricianův šum

Abstract

This bachelor thesis deals with the creation of a testing database and semi-automatic segmentation of the pancreas using a magnetic resonance imaging/scanner. In the theoretical part, I dealt with the anatomy, physiology, pathophysiology and pathology of the pancreas and delineate the basic principle of magnetic resonance imaging. Part of the thesis is a state of the art for suitable more sequences when scanning the pancreas and a state of the art for an image segmentation. For data generation were I used magnetic resonance imaging using Sempra Siemens 1.5 T Magnetom, and a T1-Vibe-Dixon. A semi-autonomous threshold method called Soft-Thresholding was used to segment the image. The data were segmented and processed in Matlab. Robustness testing was performed using Rician's and Salt&Pepper noise. The method can be used in medical diagnostics in the foreseeable future.

Key words

Pancreas, Magnetic resonance, T1-Vibe-Dixon, Soft-Thresholding, Rician distribution

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce Ing. Dominiku Vilímkovi za odbornou pomoc, trpělivost, věnovaný čas a konzultaci při vytváření této bakalářské práce. Dále bych ráda poděkovala i svému konzultantovi Ing. Janu Kubičkovi, Ph.D. taktéž za věnovaný čas a odbornou pomoc.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	6
Seznam ilustrací	8
Seznam tabulek	10
Úvod	11
1 Slinivka břišní	12
1.1 Anatomie	12
1.2 Fyziologie	13
1.2.1 Exokrinní část pankreatu	13
1.2.2 Endokrinní část pankreatu	14
1.3. Patofyziologie a patologie	15
2 Magnetická rezonance	17
2.1 Princip MR	17
2.1.1 T ₁ Relaxace	18
2.1.2 T ₂ Relaxace	19
2.2 Sekvence	20
2.2.1 Spin – Echo sekvence	20
2.2.2 Gradient – Echo sekvence	20
2.2.3 Proton denzitní sekvence	21
2.2.4 T ₁ vážený obraz	21
2.2.5 T ₂ vážený obraz	21
2.3 Rešerše sekvencí vhodných pro zobrazování slinivky břišní	21
3 Rešerše segmentačních metod	23
3.1 Manuální segmentace obrazu	23
3.2 Semiautomatická segmentace obrazu	23
3.2.1 Segmentace na základě regionů	23
3.2.2 Segmentace na základě hrany	27
3.3 Automatická segmentace obrazu	28
3.4 Závěr rešerše	29
4 Tvorba databáze MR obrazů	31
4.1 Dixon sekvence	31
4.1.1 T ₁ Vibe Dixon sekvence	32
4.2 MR přístroj	33
4.2.1 Magnetom Sempra Siemens	34
4.3 Uložení pacienta	35
5 Semiautomatická segmentace pankreatu	36

5.1 Předzpracování obrazu	36
5.2 Soft-thresholding metoda	37
5.2.1 Nastavení parametrů metody	39
5.3 Zájmová oblast	40
6 Testování robustnosti	41
6.1 Ricianův šum.....	41
6.2 Salt&Pepper šum	42
7 Evaluace výsledků	43
7.1 Extrakce příznaků	43
7.1.1 Vizuelní hodnocení	48
7.2 MSE.....	53
7.3 Korelace	55
7.4 Shrnutí	57
8 Závěr	58
Seznam literatury	59

Seznam použitých symbolů a zkratek

1D	jednorozměrný
2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
CT	počítačová tomografie
cm ³	centimetr krychlový
dMRI	dynamická magnetické rezonance
F	tuk
FID	signál volné precese
FoV	zorné pole
GC	graph cuts
GE	gradient – echo
ID	identifikační číslo
IP	ve fázi
kg	kilogram
lat.	latinsky
MHz	megahertz
mmol/l	milimol na litr
MR	magnetická rezonance
ms	milisekunda
MSE	střední kvadratická chyba
MSM	mean shift merging
Obr.	obrázek
OP	v protifázi
PET	pozitronová emisní tomografie
Px	pixel
ROI	zájmová oblast
RTG	rentgen
RF	radiofrekvenční
SE	spin – echo
T	Tesla

T_1	spin-mřížka relaxace
T_2	spin-spin relaxace
tab.	tabulka
TE	dobu odezvy
TR	repetiční čas
v.o.	vážený obraz
W	voda
%	procenta
°	stupeň

Seznam ilustrací

Obr. 1: Uložení slinivky břišní [14].....	12
Obr. 2: Rozložení výsledného momentu [12].....	18
Obr. 3: Časový průběh T_1 relaxace [12].....	19
Obr. 4: Časový průběh T_2 relaxace [12].....	19
Obr. 5: Chování protonu po vyslání 180° impulsu [12].....	20
Obr. 6: Metoda Otsu porovnána s manuální segmentací, snímky Dixon s potlačením vody [25].....	24
Obr. 7: Metoda Otsu porovnána s manuální segmentací, snímky Dixon v opačné fázi [25].....	24
Obr. 8: Metoda Otsu v porovnání s metodou DRLS a manuální segmentací, snímky Dixon s potlačením vody [26].....	25
Obr. 9: Porovnání metod MSM, DRLS, GC, DL a manuální segmentace [24].....	25
Obr. 10: Vývojový diagram metody hGRoS [23].....	26
Obr. 11: Umístění inicializačních bodů [23].....	26
Obr. 12: Porovnání metod hGRoS, Otsu, Level set a manuální segmentace. [23].....	27
Obr. 13: Fáze segmentace pomocí CNN [30].....	28
Obr. 14: Jednotlivé fáze segmentace pomocí CNN [30].....	29
Obr. 15: Diagram in-phase a out-phase [31].....	31
Obr. 16: Čtyři sady snímku z Dixon sekvence [31].....	32
Obr. 17: Ukázka obrazu z T1-Vibe-Dixon sekvence.....	33
Obr. 18: Magnetom Sempra Siemens 1,5 T [33].....	34
Obr. 19: Uložení pacienta a ukázka povrchové cívky [17].....	35
Obr. 20: Diagram semiautomatické metody pro segmentování pankreatu (zdroj vlastní).....	36
Obr. 21: Ukázka předzpracování obrazu.....	36
Obr. 22: Průměrová agregace [37].....	38
Obr. 23: Mediánová agregace [37].....	38
Obr. 24: Ukázka snímku po použití metody soft-thresholding.....	39
Obr. 25: Výsledný binarizovaný obraz segmentační metody.....	40
Obr. 26: Výsledek segmentace včetně zájmové oblasti.....	40
Obr. 27: Ricianovo a Gaussovo rozložení.....	41
Obr. 28: Ukázka degradace obrazu pomocí Ricianova šumu.....	41
Obr. 29: Ukázka zašuměných dat pomocí šumu Salt&Pepper.....	42
Obr. 30: Mediány intenzity jasu pixelu ze segmentovaného pankreatu.....	44
Obr. 31: Krabicový graf intenzity jasu pixelu pro vybranou skupinu pacientu.....	44
Obr. 32: Graf změny intenzity pixelu pro Ricianův šum.....	45
Obr. 33: Graf změny intenzity pixelu pro šum Salt&Pepper.....	46
Obr. 34: Délka vysegmentovaného pankreatu bez zašumění.....	47
Obr. 35: Změna délky pankreatu po použití Ricianova šumu.....	48
Obr. 36: Změna délky pankreatu po použití šumu Salt&Pepper.....	48
Obr. 37: Ukázka nadsegmentování pankreatu (ID1613).....	49
Obr. 38: Ukázka nadsegmentování pankreatu (ID003).....	49
Obr. 39: Ukázka podsegmentování pankreatu (ID2217).....	50
Obr. 40: Ukázka podsegmentování pankreatu (ID461).....	50
Obr. 41: Vizuální ukázka výsledku segmentace při použití Ricianova šumu (ID462).....	51
Obr. 42: Vizuální ukázka výsledku segmentace při použití Ricianova šumu (ID466).....	51
Obr. 43: Vizuální ukázka výsledků segmentace při použití šumu Salt&Pepper (ID462).....	52
Obr. 44: Vizuální ukázka výsledků segmentace při použití šumu Salt&Pepper (ID122).....	52
Obr. 45: Průměr MSE pro Ricianův šum.....	54

Obr. 46: Průměr MSE pro šum Salt&Pepper	55
Obr. 47: Graf průměrné korelace pro Ricianův šum	56
Obr. 48: Graf průměrné korelace pro šum Salt&Pepper.....	57

Seznam tabulek

Tab. 1: Parametry sekvence T1 Vibe Dixon	32
Tab. 2: Technické parametry přístroje Siemens Magnetom Sempira [33]	34
Tab. 3: Hodnoty jasové intenzity pixelu u nezašuměných dat	43
Tab. 4: Mediánové hodnoty jasové intenzity pixelu ze segmentovaného obrazu	45
Tab. 5: Velikost pankreatu bez zašumění	46
Tab. 6: Změna velikost pankreatu na zašuměných datech	47
Tab. 7: Výsledky MSE při použití Ricianova šumu	53
Tab. 8: Výsledky MSE při použití šumu Salt&Pepper	54
Tab. 9: Výsledky korelace Ricianova šumu	55
Tab. 10: Výsledky korelace pro šum Salt&Pepper	56

Úvod

V dnešní době začíná přibývat pacientů s akutním i chronickým onemocněním slinivky břišní. Tomu nasvědčuje i fakt zařazení onemocnění diabetes mellitus na seznam civilizačních nemocí. Přibývá i pacientů s adenokarcinomem pankreatu, který je ve většině případů pozdě diagnostikován. Právě včasné odhalení nemoci, správná diagnostika jsou v medicíně velice důležité. Manuální segmentace pankreatu je sice efektivní, ztrácí se tím však čas, který je v léčbě potřebný. Pro usnadnění a zrychlení péče o pacienta je žádoucí mít software, který sám vysegmentuje pankreat z obrazu. Automatická segmentace je u většiny břišních orgánů na velmi dobrých výsledcích, u pankreatu tomu však zatím tak není. Nejednoznačný tvar, délka, struktura pankreatu a především čas jsou stále důvodem pro zlepšování segmentačních metod.

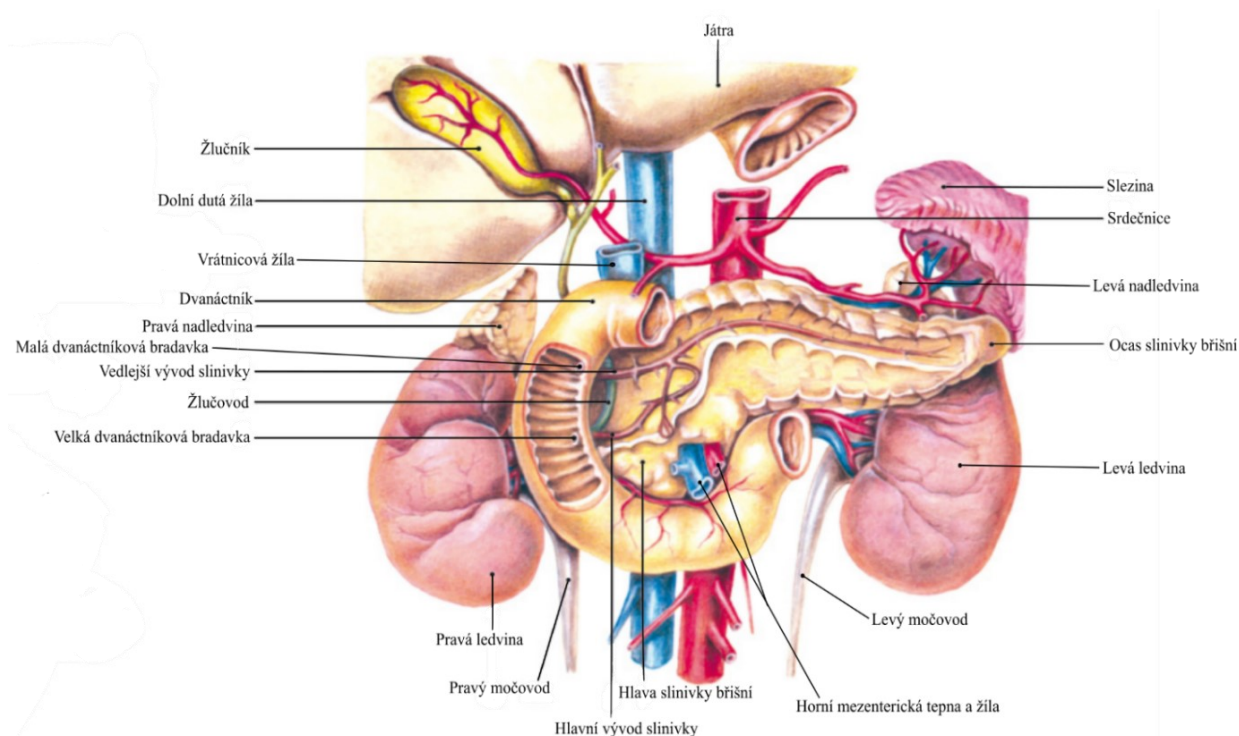
V lékařské diagnostice je velice důležité pankreat či jakýkoliv jiný orgán zobrazit co nejpřesněji s nejlepší kvalitou snímku. V současné době je velká možnost zobrazovacích technik od rentgenu, přes počítačovou tomografii až k magnetické rezonanci. Právě magnetická rezonance je v zobrazování břišních orgánů na vzestupu. Důvodu je mnoho, především se jedná o neionizující způsob vyšetření s malou kontraindikací. Jednou z předností je také zobrazování měkkých tkání, tudíž lepší odhalení malých nádorů. Zde právě existuje naděje do budoucna pro lepší, včasnější a účinnější léčbu adenokarcinomu pankreatu a jiných onemocnění.

1 Slinivka břišní

Slinivka břišní latinsky pojmenována *pankreas*, je součástí trávicího a endokrinního systému. Slinivku dělíme na dvě části, a to endokrinní a exokrinní. Endokrinní se podílí na hormonálních pochodech a skládá se z ostrůvků, které tvoří a vyplavují hormony do krve. Ostrůvky tvoří pouze 1-2% celkové hmoty pankreatu. Exokrinní část pankreatu funkčně spadá do trávicího systému. Produkuje a vylučuje pankreatickou šťávu do dvanáctníku (*lat. duodenum*), jenž je částí tenkého střeva (*lat. intestinum tenue*). Váha pankreatu je asi 60-90 gramů, velikost se pak pohybuje mezi 12 až 16 centimetry. Tyto rozměry jsou platné v případě fyziologického pankreatu. Podle určitých studií závisí velikost pankreatu na celkové tělesné výšce, hmotnosti a i na tzv. indexu tělesné hmotnosti BMI. [1] [2]

1.1 Anatomie

Slinivka břišní leží napříč dutinou břišní, za žaludkem (*lat. ventriculus*). Barva slinivky je šedo růžová. Skládá se ze čtyř částí, jejíž anatomické pojmenování je hlava (*lat. caput pancreatis*), krk (*lat. collum pancreatis*), tělo (*lat. corpus pancreatis*) a ocas (*lat. cauda pancreatis*). Hlava se nachází v pravém horním kvadrantu břicha a je uložena ve smyčce dvanáctníku při výstupu ze žaludku. Pankreatický krk je část, která se nachází před břišní aortou (*lat. aorta abdominalis*) a je o něco tenčí než hlava a tělo pankreatu. Často pankreatický krk ani není považován za část pankreatu, ale je brán pouze jakožto zúžení pankreatu mezi hlavou a tělem. Tělo leží dozadu za žaludkem před páteřním obratlem L2. Ocas slinivky leží v levém horním kvadrantu břicha a sahá až k hilu sleziny. Anatomicky nelze přesně určit, kde začíná ocas a končí tělo slinivky. Pan Wittingen definoval tento bod jako výrazné zúžení mezi ocasem a tělem, oproti tomu Hellman vymezil ocas jako jednu čtvrtinu celkové délky pankreatu. [1] [2] [4]



Obr. 1: Uložení slinivky břišní [14]

Langerhansovy ostrůvky jsou ostrůvky endokrinní části slinivky břišní. Jejich velikost je velice různorodá, udává se však rozmezí od 50 mikrometrů do 250 mikrometrů. Počet ostrůvků se odhaduje na 500 tisíc až 2 miliony, největší zastoupení je v ocasu pankreatu. Tvar ostrůvků je elipsoidní nebo sférický, ale mohou být značně variabilní, jelikož se přizpůsobují ostatním komponentům žlázné tkáně slinivky břišní, ve které jsou volně roztroušené. Ostrůvky jsou tvořeny buněčnými trámci, mezi nimi prochází síť fenestrovaných kapilár a jsou obklopeny aciny z exokrinní části pankreatu. Buňky ostrůvků dělíme do čtyř skupin alfa, beta, gama a PP. Beta buňky jsou nejvíce zastoupeny, až z 60-80 %, produkují inzulin a jejich lokalizace je uvnitř ostrůvku. Alfa buňky mají asi 15-25 % zastoupení, produkují glukagon a nacházejí se na okraji ostrůvku. Gama tvoří asi 5-10 % a produkují somatostatin. PP buňky se pak vyskytují vzácně, vylučují pankreatický polypeptid. Umístění gama a PP buněk je v ostrůvcích různé. [2] [6]

Hlavou pankreatu vede hlavní žlučovod (*lat. ductus choledochus*), který se zde začlenil během embryonálního vývoje. Žlučovod se připojuje k hlavnímu vývodu pankreatické žlázy před vstupem do dvanáctníku. Spojení žlučovodu a hlavního vývodu je nazýváno *ampulla Vateri* a vyúsťuje na hlavní duodenální papile. Hlavní vývod pankreatu se jmenuje Wirsungův kanál. Dále má slinivka menší vývody, které jsou označeny jako interlobulární, a nejmenší se nazývají acinární kanálky. Tyto malé kanálky jsou obvykle vidět pouze pomocí světelné a elektronové mikroskopie. Enzymy z lalůčků se vyplavují do roztoku, který je veden z acinárních kanálků přes interlobulární až do hlavního pankreatického vývodu. Pankreatické vývody vstupují do dvanáctníku ve dvou místech. Tato místa jsou označována jako *papilla duodeni major (Vateri) et. minor (Santorini)* a jsou od sebe vzdálena asi 2 centimetry. Většina populace má pouze jeden hlavní vývod a to Wirsungův. Může se však objevit ještě druhotný vývod pankreatický, který se nazývá Santorický. Jeho vyústění je z 70 % do *papilla duodeni minor*, ale může vést i do *papilla duodeni major*. Santorický vývod může být funkční nebo zcela nefunkční. Systém vývodů má důležitý význam v prevenci vstupu exokrinních enzymů do intersticiálního prostoru slinivky. Wirsungův kanál a interlobulární kanály mají silně husté kolagenní stěny. [1] [2]

Cévní zásobení slinivky břišní lze rozdělit na dvě části, jedna zásobuje hlavu a krk, druhá tělo a ocas. Hlava a krk mají stejné cévní zásobení jako dvanáctník. Toto zásobení jde z břišní aorty, kde se dělí na *truncus coeliacus* a *arteria mesenterica superior*. Obě tyto větve se dále dělí a navzájem se propojují před a za pankreatem (*lat. arcus pancreaticus posterior et anterior*). Cévní zásobení těla a ocasu pankreatu jde z *rr. pancreatici*, které se táhne podél horního okraje pankreatu a odstupuje z *truncus coeliacus*. Žilní odvod krve lze také rozdělit na dvě části. U hlavy a krku jde krev z *vena pancreaticoduodenalis* až do vrátnicové žíly (*lat. vena portae*). U těla a ocasu pankreatu jde z *vv. pancreatici* až do vrátnicové žíly. Inervace pankreatu jde z *plexus pancreaticus*, který se táhne podél cév a odstupuje z *plexus coeliacus*. [2]

1.2 Fyziologie

Fyziologie se zabývá řízením, výkony a funkcí jednotlivých orgánů i celkového organismu. Fyziologicky dělíme slinivku břišní na exokrinní a endokrinní část, tak jako v anatomii. [3]

1.2.1 Exokrinní část pankreatu

Exokrinní část pankreatu vylučuje zásaditý sekret do dvanáctníku. Sekret se nazývá pankreatická šťáva a skládá se z vody, elektrolytů a trávicích enzymů, jeho pH je 8. Vylučování pankreatické šťávy je podmíněno endokrinně a nervově. Endokrinní regulaci zajišťují *sekretin* a *cholecystokinin*. Sekretin zvyšuje produkci vody a elektrolytu z pankreatu. Je uvolňován ve stěně dvanáctníku. Pokud je sliznice dvanáctníku podrážděna kyselou tráveninou ze žaludku, do pankreatu

je krví vylučován sekretin, který zajistí zvýšenou produkci pankreatické šťávy. Cholecystokinin, kdysi známý také pod názvem pankreozymín, podněcuje sekreci pankreatické šťávy. Inhibiční faktory sekrece neboli hormony zastavující sekreci, se nazývají glukagon, somatostatin a pankreatický peptid. Tyto hormony jsou součástí i endokrinní části pankreatu. Glukagon se vyplavuje po příjmu potravy, a tím zastavuje exokrinní sekreci, která byla spuštěna při příjmu potravy. Somatostatin je hojně zastoupen v centrálním nervovém systému a působí na vagová centra v mozku. Trávicí enzymy, které vylučuje pankreas, se nazývají pankreatická amyláza, pankreatická lipáza, trypsinový komplex a ribonukleázy. Pankreatická lipáza se aktivuje pomocí soli žlučových kyselin a jejich funkce je štěpit tuky na glycerol a mastné kyseliny. Trypsinový komplex se skládá z několika proteáz. Funkce trypsinu je hydrolyzovat bílkoviny na aminokyseliny. Trypsin se aktivuje sám a aktivuje i další hormony a enzymy. Sám o sobě je v pankreatu neúčinný, začíná účinkovat až ve dvanáctníku. Pankreatická amyláza rozkládá škrob na jednoduché cukry. Důležitou součástí pankreatické šťávy jsou hydrogenuhličitan, které pomáhají neutralizovat chymus. [3] [5]

1.2.2 Endokrinní část pankreatu

Endokrinní pankreas je tvořen Langerhansovými ostrůvky (viz. anatomie), tyto ostrůvky tvoří inzulin, glukagon, somatostatin a pankreatický polypeptid. [6]

Inzulin je hlavní hormon, který zajišťuje syntézu složek tzv. anabolismus. Jedná se o peptidový hormon, který štěpí a transportuje glukózu do buněk. Inzulin je zodpovědný za koncentraci glukózy v krvi, přesněji ji snižuje, čím je podmíněná i jeho sekrece. Standardní hodnota cukru v krvi je od 4,5 do 6,5 mmol/l. Jakmile klesne hodnota cukru pod 3,9 mmol/l nastává tzv. hypoglykemický stav. Naopak pokud je hladina vyšší než 8,5 mmol/l je u pacienta diagnostikován hyperglykemický stav. V tomto stavu se může při filtraci krve v ledvinách nevstřebat glukóza zpět do krve, protože je překročena mez transportního systému, a může být vylučována společně s močí. [6] [7]

Glukagon je peptidový hormon, který je antagonistou inzulinu. Pokles glukózy v krvi je impulsem pro syntézu a sekreci glukagonu, tedy glukagon zvyšuje koncentraci glukózy v krvi. Sekrece glukagonu je pozitivně ovlivněna buď hormonálně (adrenalin, noradrenalin, aminokyseliny, acetylcholin), anebo metabolicky (hladina mastných kyselin a glukózy v krvi). Antagonistický efekt má inzulin a somatostatin. Glukagon je velice důležitý v játrech, kde dává podnět k tomu, aby byl glykogen přeměněn zpět na glukózu. Pokud člověk sní potravu, po které může být potřeba zvýšit sekreci inzulinu, je poměr inzulinu a glukagonu odhadován na 60-70:1. Jestliže nastane hypoglykémie, tudíž je potřeba zvýšit sekreci glukagonu v těle, pak je poměr 3:1. Stále však má větší zastoupení inzulin. [6]

Somatostatin je peptidový hormon produkovaný na třech místech, a to v gama buňkách pankreatu, hypotalamu a v D-buňkách enteroendokrinního systému. Důležitou úlohou somatostatinu je zastavovat neboli inhibovat tvorbu inzulinu. [6]

Pankreatický polypeptid je vylučován převážně v hlavě pankreatu. Jeho funkce je regulovat sekreci hormonů v pankreatu a pankreatické šťávy. Dále působí i v játrech, kde reguluje hladinu glykogenu. Vylučovat se začne po cvičení, po jídle bohatém na bílkoviny anebo když je člověk tzv. nalačno. Zastavujícím symptomem je somatostatin nebo nitrožilně podaná glukóza. [8]

1.3. Patofyziologie a patologie

Tvorba pankreatické šťávy může být snižena nebo zvýšena (tato varianta se však děje velice zřídka). Snižování sekrece pankreatické šťávy znamená nedostatečnou funkci pankreatu, to bývá způsobeno zánětem, nádorem, nedostatkem bílkovin v potravě a také toxickými vlivy. Následkem snížení tvorby může být nedostatek enzymů v duodenu např. trypsinu. [9]

Pankreatitida je zánět slinivky břišní a rozdělujeme ji na akutní a chronickou. Akutní se projevuje jako poškození či zánik buněk pankreatu působením pankreatických enzymů (Trypsin). Trypsin tak nezačne působit až v duodenu, ale již v pankreatu. Tím se začne pankreat sám trávit a začnou se rozpadat stěny cév, což způsobí krvácení. Toto onemocnění doprovází silná bolest okolo pupku vystřelující až do levé části zad, tachykardie a hypotenze. V tukovém obalu pankreatu se mohou vytvořit tzv. Balzerovy nekrózy, jedná se o nekrotické poškození vnější i vnitřní tkáně pankreatu s natrávením tuků. Ty jsou důkazem již proběhlé akutní pankreatitidy, v případě, že se trypsin dostal až do tukového obalu pankreatu. Příčinami tohoto onemocnění jsou choroby žlučníku, žlučových cest, a to zejména přítomnost žlučových kamenů ve výústění žlučovéhoodu, dále alkoholismus, virová onemocnění, poranění břicha a další vzácné choroby např. hyperlipoproteinemie. Akutní pankreatitida je často spojena s konzumací tučného jídla či pravidelným přejídáním. [9] [10]

Chronická pankreatitida je charakterizována jako postupná destrukce parenchymu a buněk exokrinního pankreatu a jeho následná ireverzibilní náhrada vazivovou tkání. V chronické verzi se však přidávají poruchy výživy a autoimunitní procesy. Pacienti s diagnostikovanou chronickou pankreatitidou musí dodržovat dietu s omezeným příjmem tuků a mají přísný zákaz konzumace alkoholu. Tam, kde je nekróza, vznikají pseudocysty, cysty, plicní i oběhové komplikace. Objevuje se i obstrukční žloutenka, která je způsobena tlakem hlavy pankreatu na žlučovýod, žluč tedy nemůže odtéct do dvanáctníku a začne se hromadit v hlavě pankreatu. Nedostatek žluči ve střevě se projeví špatnou absorpcí tuků, a to způsobí nedostatek vitamínů, které se rozpouštějí v tucích. Jedná se o vitamíny A,D,E,K. [9] [10]

Slinivku břišní postihují i poruchy metabolismu lipidů, mezi ně patří steatóza a lipomatóza. Steatóza je porucha metabolismu tuků, vyskytuje se jak u pankreatu, tak třeba i u jater. Jedná se o tzv. ztukovatění neboli nahromadění tuku v buňce. To je způsobeno buď nadměrným přívodem tuků, anebo nedostatečným štěpením tuků v buňce. Tkáň je nažloutlá a toto onemocnění většinou doprovází další nemoci např. diabetes mellitus 2. typu, akutní pankreatitida nebo karcinom slinivky břišní. Lipomatóza je větší množství tukové tkáně, která proniká mezi buňky daného orgánu. [10]

Karcinom pankreatu je zhoubný nádor trávicího ústrojí. Uložen je většinou v hlavě pankreatu. Prognóza na vyléčení je bohužel malá, protože je často diagnostikován příliš pozdě. Postihuje více muže než ženy a šance vzniku roste s věkem. Projevuje se neurčitou bolestí v zádech a v břiše, a stejně jako pankreatitida obstrukční žloutenkou. Nádor metastazuje do jater a do pobřišnice. Rizikové faktory pro vznik nádoru mohou být chronická pankreatitida, kouření, alkoholismus a virové onemocnění. Chirurgické odstranění nádoru je složité, často se provádí jen úkony mírnící bolest. [9] [10]

Diabetes mellitus je chronické metabolické onemocnění endokrinního pankreatu v důsledku nedostatečné produkce inzulínu nebo snížené odpovědi buněk či tkáně na inzulín. Toto onemocnění postihuje celkový metabolismus cukrů, tuků, bílkovin, vody a elektrolytů. Diabetes mellitus dělíme na 1. typ, 2. typ a gestační. [9] [10]

Diabetes mellitus 1. typu je vyznačen inzulinopenií, což je absolutní nedostatek inzulínu, ke kterému dochází v důsledku autoimunitního poškození beta buněk. Ve většině případů je dědičné a jedince postihne do třiceti let věku života. [9]

Diabetes mellitus 2. typu je nejčastější forma onemocnění diabetem. Prvně u pacienta dochází k inzulínové rezistenci, hladina glukózy v krvi je stále zvýšená, nedostává se dostatečně do tkání, a pankreas tak zvýší sekreci inzulínu. Z dlouhodobého hlediska dojde k vyčerpání sekrečních funkcí a ke snížení sekrece inzulínu. Projevuje se ve vyšším věku, má pomalý rozvoj a chronické následky. Rizikové faktory mohou být obezita, dědičnost a špatné stravovací návyky. [9] [10]

Gestační diabetes, se projevuje v těhotenství. Během těhotenství klesá citlivost periferních tkání na inzulín a nastává tak hyperglykémie. Po porodu se většinou tento stav ustálí do normy, je zde však do budoucna riziko vzniku diabetu mellitu 2. typu. [9]

2 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance, zkráceně označována jako MR či MRI, je neinvazivní zobrazovací metoda, která může vytvářet od 1D signálů až po trojrozměrné snímky. Využívá se v diagnostice a umožňuje podrobnější zobrazení měkkých tkání. Také se jedná o neionizující vyšetření, není tedy využito žádné záření, oproti RTG či CT. Magnetická rezonance má skoro minimální nežádoucí účinky, které se většinou vyskytují pouze u magnetické rezonance o síle 3 T a více, tyto účinky bývají krátkodobé. Jedná se například o nevolnost, závrať nebo pachutí kovu v dutině ústní pacienta. [11] [13]

2.1 Princip MR

Magnetická rezonance je založena na principu velmi silného magnetického pole, do něhož je vložen pacient. Přístroj vysílá krátké radiofrekvenční impulsy v MHz, po ukončení impulsů je snímán signál, který vytváří jádra atomu v těle pacienta. [13]

Každý atom se skládá z jádra, které obsahuje protony a neutrony. Pro obecný výklad jsou důležité výhradně atomy s lichým počtem protonů a neutronů, jelikož rotují kolem své osy a mají kladný elektrický náboj. Jádro také svým pohybem indukuje magnetické pole, můžeme ho tedy považovat za kladně nabitý magnetický dipól. Osa magnetického dipólu je shodná s osou rotace. Rotace jádra je nazývána jako jaderný spin \vec{I} . Každý jaderný spin má magnetický moment μ . Platí mezi nimi vztah znázorněný rovnicí 2.1 [12]:

$$\mu = \gamma \cdot \vec{I} \quad (2.1)$$

Koeficient γ je gyromagnetická konstanta, která charakterizuje dané atomové jádro. V lidském organismu je nejvíce zastoupen vodík, jelikož se zhruba ze 60-70 % skládáme z vody. Jeho protonové číslo je 1. Má největší hodnotu gyromagnetické konstanty, a také má největší citlivost vůči magnetické rezonanci, proto je vhodné se dále zaměřit jen na vodík. [12]

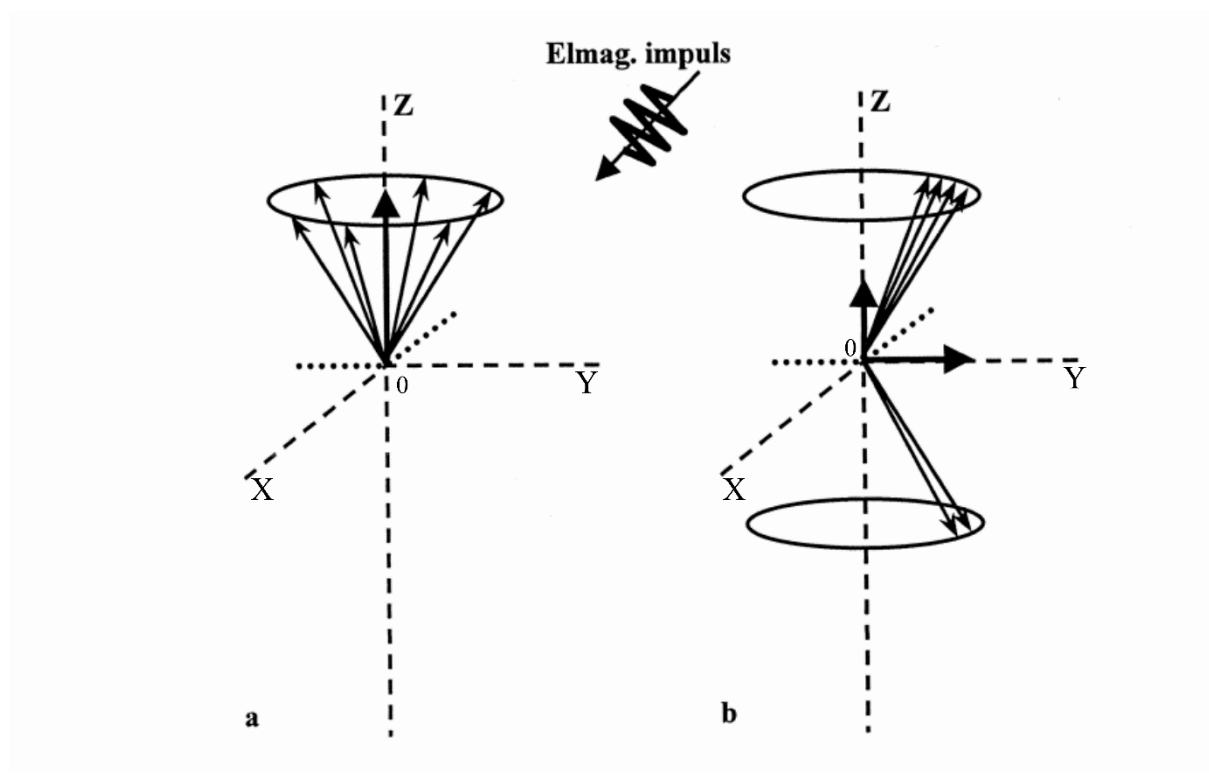
Všechny jádra vodíku v rámci celého organismu nevykazují žádný magnetický moment, osy rotace jednotlivých jader se totiž navzájem ruší. Pokud však vystavíme organismus silnému homogennímu magnetickému poli, osy rotace vodíku se srovnají rovnoběžně se siločarami magnetického pole, a to jak paralelně, tak antiparalelně. Paralelně znamená po směru vektoru siločáry, antiparalelně je proti směru vektoru siločáry. Antiparalelní postavení je energeticky náročnější, proto se takto otočí menší část atomů. Například použijeme magnet s vnitřním magnetickým polem o intenzitě 1,5 Tesla, paralelně se otočí 1 000 007, zatím co antiparalelně se otočí pouze 1 000 000 atomů. V lidské tkáni je na 1 cm³ asi 10¹⁶ atomů vodíku, působením magnetického pole docílíme magnetické nerovnováhy a můžeme měřit magnetický moment. [12] [13]

Ve skutečnosti však na protony vodíku nepůsobí jen vnitřní magnetické pole, ale i vnější, a to je daleko silnější. Protony tedy nejen, že změní své postavení na paralelní a antiparalelní, ale začnou vykonávat i tzv. precesní pohyb, který lze přirovnat k rotaci dětské hračky „káča“. Proton se točí okolo své osy, a zároveň se točí i v transverzální rovině. Kmitočet precesního pohybu ω , též označovaný jako Larmorova frekvence, je závislý na intenzitě magnetického pole B_0 , jejíž jednotka je Tesla [T]. Koeficient γ je gyromagnetická konstanta, která charakterizuje dané atomové jádro. Vzájemný vztah je uveden v rovnici 2.2 [12]:

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad (2.2)$$

Úkolem magnetické rezonance je měřit magnetický moment protonů uvnitř magnetického pole za podmínek, kdy působí i pole vnější. Tento moment je působením vnějšího pole téměř neměřitelný. Abychom ho mohli změřit, musíme změnit jeho orientaci. Kolmo ke směru vnějšího magnetického pole vyšleme vysokofrekvenční elektromagnetický impuls o stejné frekvenci jako je frekvence precesního pohybu. Zde dojde k magnetické rezonanci, ke zfázování precesních pohybů u jednotlivých protonů a k předání části energie od impulsu na protony. Některé protony změní svou

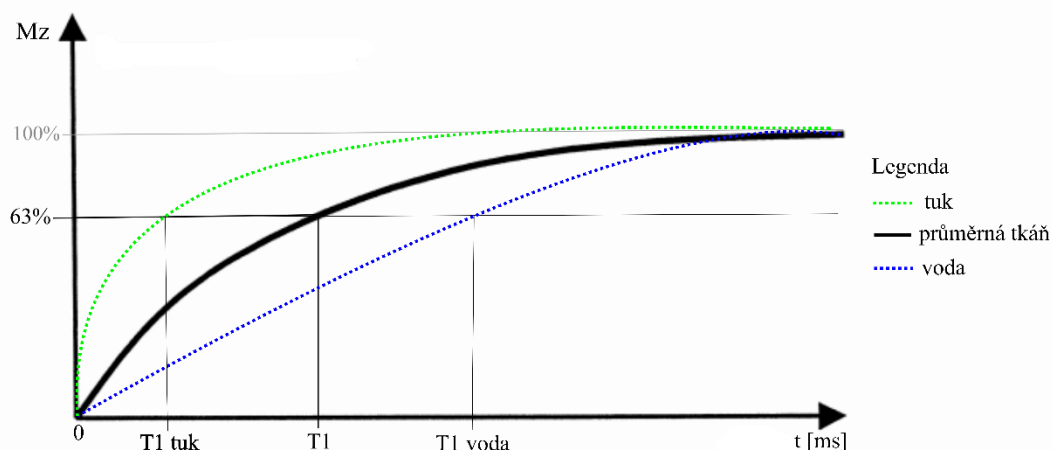
orientaci z paralelní na antiparalelní tzn., že přeskočí z nižší energetické hodnoty na vyšší. Výsledný moment se pomocí elektromagnetického impulsu rozdělí na dvě vektorové složky, poměr rozdělení je dán intenzitou impulsu. (obr. 2) Intenzita může být tak velká, že výsledný vektorový moment zcela zmizí ze své původní osy (osa z) a je přeměřován na osu kolmou k vnějšímu magnetickému poli (osa y). Tomuto procesu se také říká excitace. Intenzitu magnetického pole změříme pomocí cívky, kterou umístíme do magnetického pole. Na cívce se začne indukovat střídavý elektrický proud úměrný intenzitě pole, neboli MR signál. Po skončení vysílání impulsu jsou protony v energeticky nevyrovnaném stavu a postupně se tedy začnou vracet zpět do stavu před vysláním impulsu, vektorový moment intenzity se vrátí na svou původní osu (osa z). Proces vyrovnaní energie mezi protony se nazývá relaxace a rozlišujeme dva typy T_1 a T_2 . [12] [13]



Obr. 2: Rozložení výsledného momentu [12]

2.1.1 T_1 Relaxace

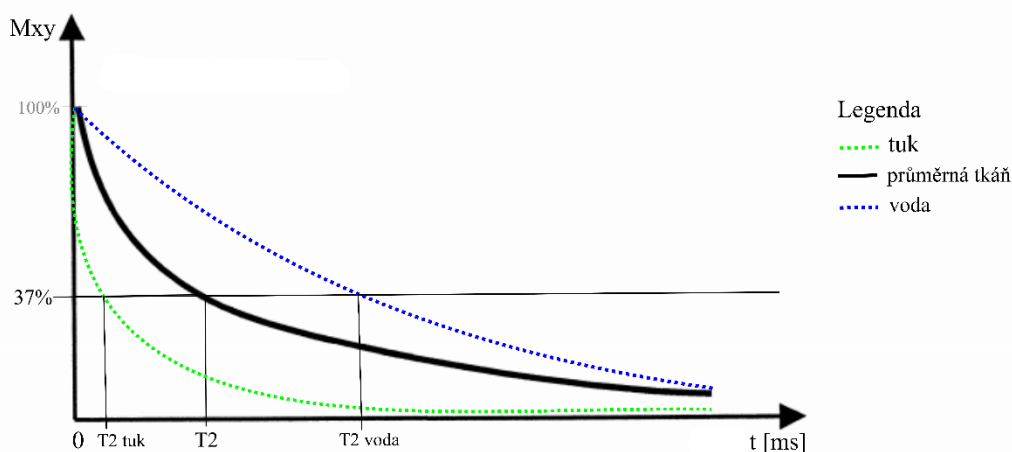
Protony se postupně vrací zpět z vyšší energetické třídy do nižší, tím se i výsledný vektor momentu vrací z osy y, kolmé na siločáry, do osy z ležící souběžně se siločarami. Veškerá energie, kterou protony vydají se rozprostře do jejich okolí tzv. do atomové mřížky. Z tohoto důvodu se občas tento typ relaxace nazývá spin-mřížka. Pro tuto relaxaci je typický její graf, na ose x je čas a na ose y je podélná magnetizace, tedy hodnoty magnetizace ve směru osy z. (Obr. 3) Časová konstanta je označena jako T_1 . Hodnoty typické pro biologickou tkáň jsou v rozmezí od 300 až do 2 000 milisekund, záleží na struktuře tkáně. Za tuto dobu je podélná magnetizace na přibližně 63 % ze svého původního stavu. Krátký čas T_1 mají tuky a obecně tkáň s velkými molekulami, jejich okolí má totiž stejnou frekvenci nebo alespoň blízkou frekvenci precesního pohybu. Dlouhá relaxace je u tekutin a u vody. Doba relaxace také závisí na intenzitě vnějšího magnetického pole. Pokud je intenzita vysoká, trvá protonu dlouho, než přeskočí na vyšší energetickou třídu a tím déle trvá, než získanou energii předá svému okolí. [12] [15]



Obr. 3: Časový průběh T_1 relaxace [12]

2.1.2 T_2 Relaxace

Současně s T_1 relaxací probíhá T_2 relaxace, její čas je však podstatně kratší. Za dobu T_2 relaxace se vrátí zpět původní fázi všech protonů, protože vyslání elektromagnetického signálu způsobilo jejich zfázování. Tak jako T_1 relaxace měla svou typickou křivku, tak ji má i T_2 relaxace. Na ose x je čas, tentokrát s časovou konstantou T_2 a na ose y je příčná magnetizace (Obr. 4) Začátek křivky T_2 relaxace je způsoben interakcí mezi jednotlivými protony, proto se tato relaxace občas nazývá spin-spin. Hodnoty typické pro biologickou tkáň jsou od 30 do 150 milisekund, za tuto dobu klesne příčná magnetizace asi o 37 %. Čas návratu je zase rozdílný podle struktury tkáně. Voda a tekutiny mají dlouhý čas návratu, a to z důvodu lokálního magnetického pole, které drží dlouho protony ve fázi. Tkáně se středně velkými molekulami se rozfázují rychle. [12]



Obr. 4: Časový průběh T_2 relaxace [12]

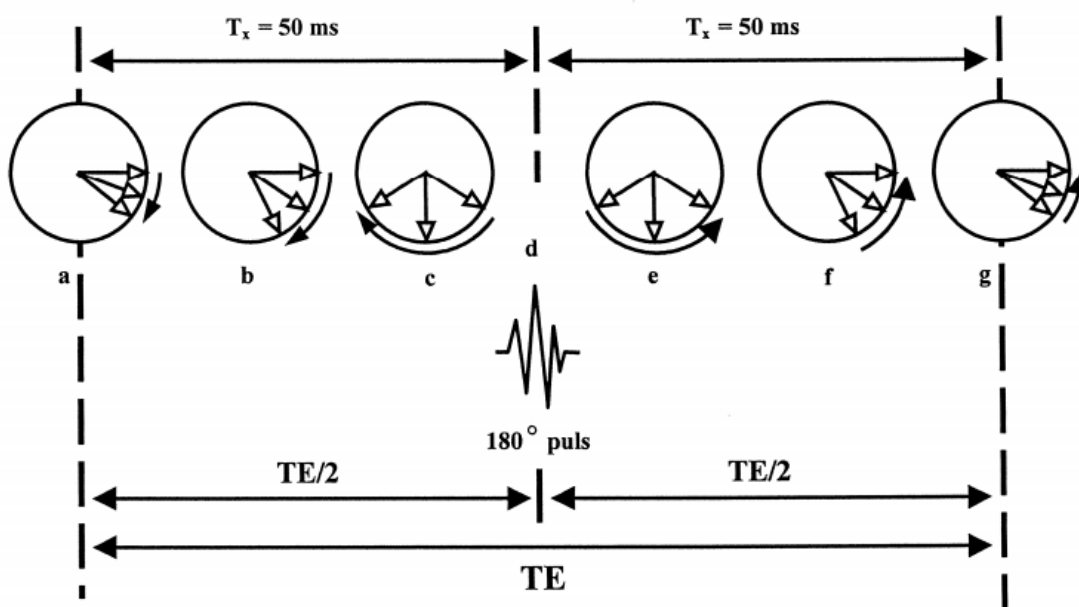
Různé tkáně mají různé relaxační časy T_1 a T_2 , tohoto se právě využívá při lékařské diagnostice. [12]

2.2 Sekvence

Za posledních několik let bylo navrženo nespočet sekvencí, jejichž autoři se snažili o co nejvyšší kvalitu snímku. Takový to snímek by měl mít kvalitní obraz a měl by být udělán v co nejkratším čase. Tyto požadavky jsou prozatím nesplnitelné. Základní sekvence MR jsou Spin-Echo, Gradient-Echo, Proton denzitní sekvence, T_1 vážený obraz a T_2 vážený obraz. [12]

2.2.1 Spin – Echo sekvence

Spin-Echo sekvence, jejíž zkratka je SE, je jednou ze základních sekvencí magnetické rezonance. Impulzy RF se zde vysílají dva, jeden sklápí vektor o 90° a druhý „sklápí“ o 180° . Ve skutečnosti však druhý impuls vektor nesklopí, ale pouze změní orientaci protonů. Po odeznění 90° impulsu nám začíná narůstat podélná magnetizace, jakmile vyšleme 180° impuls. Proton, který byl rychlejší se dostane za pomalejší protony a začnou se tak dobíhat. Tím se vektor magnetizace vrátí do polohy podélné. Upravovat tuto sekvenci lze dvojím způsobem, dobou mezi jednotlivými impulsy a dobou mezi dvojicí impulsů. Doba mezi dvojicí impulsů má zkratku TR (*ang. Repetition time*), v češtině to znamená doba opakování, tím je myšleno, za jakou dobu je vysílána další dvojice 90° a 180° impulsů. Pohybuje se v rozmezí 500 až 1500 milisekund. Vše, co je nad 1500 ms je doba dlouhá, naopak vše, co je pod 500 ms je doba krátká. Druhým parametrem je již zmiňovaná doba mezi jednotlivými impulsy označována zkratkou TE (*ang. Echo time*), v překladu doba odezvy. Tato doba reprezentuje čas, za který se po vyslání 180° impulsu vrátí signál, neboli naroste příčná magnetizace. Čas TE je měřen od vyslání 90° impulsu do zaznamenání odezvy, 180° impuls se vysílá v polovině času TE. Doba trvání TE se pohybuje okolo 30 až 80 ms, doba krátká je pod 30 ms naopak nad 80 ms se již hovoří o době dlouhé. Touto sekvencí jsou získány informace o protonové hustotě, T_1 a T_2 relaxaci. Pokud dodržíme u TR i TE krátký čas získáme tak informace z tkáně o T_1 relaxaci. Naopak, pokud budou oba časy dlouhé dostaneme snímek s informacemi o T_2 relaxaci. Zvolíme-li TR dlouhé a TE krátké dostaneme informaci o protonové hustotě tkáně. [12] [15]



Obr. 5: Chování protonu po vyslání 180° impulsu [12]

2.2.2 Gradient – Echo sekvence

Nejedná se o jednu sekvenci nýbrž o skupinu sekvencí, se zkratkou GE, princip je však stejný. Tyto sekvence pracují s 90° impulsem a s magnetickým gradientem, který je přidán k magnetickému poli. Magnetický gradient funguje podobně jako 180° impuls, po jeho vyslání se protony rychleji

rozfázují a tím rychleji narůstá podélná magnetizace. V tomto okamžiku se znovu k magnetickému poli přidá magnetický gradient tentokrát s opačným účinkem, protony se zřazují a narůstá příčná magnetizace. Maximální příčné magnetizace je dosaženo v okamžiku, kdy velikost opačné polarizace druhého gradientu bude stejně velká jako polarita prvního gradientu. Využitím gradient-echo sekvence dojde ke zkrácení vyšetřovací doby oproti spin-echo sekvenci, jelikož umožňuje využít více gradientních magnetů najednou. Tato metoda je však náchylná ke vzniku artefaktů způsobených magnetickou citlivostí neboli susceptibilitou a změnou magnetického pole. [15] [16]

2.2.3 Proton denzitní sekvence

Tato sekvence se kdysi využívala ke snímání mozku, v dnešní době se využívá primárně pro skenování kloubů, není to však jediné využití této sekvence. Obraz ukazuje hustotu protonů, odtud i vznikl název této sekvence. Doba trvání TR je okolo 2 000 až 5 000 ms, TE má hodnoty 10 až 20 ms. Kloubní tekutina a tuk vykazuje vysokou intenzitu signálu mají vysoký podíl koncentrace vodíku, a proto má na snímku bílou barvu. Šedou, a tedy střední intenzitu signálu má sval a hyalinní chrupavka. [17]

2.2.4 T_1 vážený obraz

T_1 vážený obraz neboli zkráceně T_1 v.o. využívá u TR i TE krátkého času. U TE je to okolo 20ms a u TR 500ms. Tím se docílí velké velikosti příčné magnetizace u tkání s krátkou dobou relaxace neboli silnějšího signálu. Naopak tkáně s dlouhou dobou relaxace budou mít slabý signál. Rozdíly hodnot intenzity v různých časech T_1 relaxace jsme schopni hodnotit. Čím větší bude rozdíl intenzity v čase T_1 , tím bude více odstínu šedi neboli kvalitnější snímek. [13] [15]

2.2.5 T_2 vážený obraz

T_2 vážený obraz neboli zkráceně T_2 v.o. využívá u TR i TE dlouhé časy. TR obvykle 2 000ms a TE 90 ms. Tato sekvence se využívá pro zobrazení otoku, který bývá prvním projevem patologického nálezu. [13]

2.3 Rešerše sekvencí vhodných pro zobrazování slinivky břišní

E. S. Lee a J. M. Lee v roce 2014 prováděli skenování pankreatu pomocí několika zobrazovacích metod, mezi ně patří CT, MRI, PET a další. Magnetickou rezonanci použili 1,5 T a sekvence zvolili T_1 vážený gradient echo a T_2 vážená axiální a koronální. Snímky získané pomocí T_1 vážené gradient echo sekvence jsou ve fázi a v protifázi. Pacienti, kteří vyšetření podstupovali měli nádor v oblasti pankreatu. Z této studie vyplývá, že vhodnější je sekvence T_1 vážená gradient echo sekvence s potlačením tuku, nádor je zde hypointenzivní, u sekvence T_2 v.o. má variabilní vzhled. [18]

K. Sandrasegaran a kol. v roce 2010 provedli skenování pankreatu a pankreatických vývodů pomocí sekvencí T_1 – vážený gradient echo IDEAL, T_2 – vážená axiální a koronální. Pacienty skenovali na magnetické rezonanci 1,5 T a 3 T. Sekvence IDEAL, jedná se o Dixon metodu, je vhodnější pro skenování tuku, krvácení či nekroz při akutní pankreatitidě. Tuk se v opačné fázi projevuje poklesem signálu. U sekvence T_2 se tuk projevuje jasně a může být vyžadováno jeho potlačení. Nevhodnost T_2 sekvence je v její délce, protože ji nelze provést na jedno zadržení dechu. Přesto je T_2 častěji využíváno pro skenování pankreatu a jater. [19]

Bo Xiao, Xiao-Ming Zhang a kol. v roce 2010 uskutečnili výzkum zaměřený na skenování pacientů s akutní pankreatitidou. Využili magnetickou rezonanci 1,5 T a zvolili sekvence T_1 -LAVA a T_2 . Sekvence T_1 -LAVA je vhodnější pro vymezení hranic celého pankreatu a při skenování s podezřením na krvácení a infekci. Sekvence T_2 je výhodnější při podezření na léze naplněné tekutinou v pankreatu a

jeho okolí a také při onemocnění cév, které zásobují pankreat. V této studii je doporučeno kombinovat obě sekvence, třeba při skenování s podezřením na nekrózu nebo pseudocysty. [20]

Lixia Wang a kol. v roce 2020 provedli výzkum zaměřený na multiparametrické mapování. Využili sekvence T_1 -VIBE-DIXON a T_2 -HASTE. Pro vyšetření byla použita 3 T MR a pacient byl skenován hlavou napřed. Vyšetření podstupovalo celkem 53 probandů, kteří byli rozděleni na tři skupiny pacientů. První byla skupina pacientů s onemocněním chronické pankreatitidy, druhá s adenokarcinomem pankreatu a třetí skupina byla bez onemocnění pankreatu. Pacienti, kteří měli diagnostikovanou chronickou pankreatitidu měli zvýšenou intenzitu signálu na snímcích při sekvenci T_1 -VIBE-DIXON. Adenokarcinom byl lépe skenován při sekvenci T_1 -VIBE-DIXON než při sekvenci T_2 -HASTE. Sekvence T_1 -VIBE-DIXON byla i přesnějši při detekování nádorové i nenádorové oblasti oproti T_2 -HASTE. Naopak sekvence T_2 -HASTE v tomto výzkumu podala minimální informaci o tkáni. [21]

Arzu Kovanlikaya a kol. v roce 2005 se zaměřili na problematiku dětské obezity společně s rizikem diabetu a obsahem lipidů v pankreatu. Skenováno bylo celkem 15 dívek, ve věku od 14-17 let, s diagnózou obezity, ale bez diagnózy diabetu. Skenování proběhlo na 1,5 T magnetické rezonanci s využitím DIXON sekvence. Zájmovou oblastí byly játra, slinivky břišní a musculus soleus. Míra tuku v pankreatu zjištěná pomocí DIXON sekvence silně korelovala se skutečnými hodnotami tuku. Tato studie dokázala využitelnosti DIXON sekvence pro skenování pankreatu. [29]

Stefan Haneder a kol. v roce 2014 prováděli studii zaměřenou na skenování pankreatu se sekvencí 2D-flash v porovnání se sekvencí 3D VIBE-Dixon. Skenování podstoupilo celkem 29 pacientů, z toho 7 žen a 22 mužů. Využita byla 3 T magnetická rezonance. V této studii sekvence 3D VIBE-Dixon vykazovala lepší kvalitu obrazu, hlavně zde byl lepší kontrast mezi pankreatem a okolím, oproti již zmiňované sekvenci 2D-flash, dále je také výhodnější využít 3D VIBE-Dixon sekvenci už z důvodu, krátkého času skenování, snímek je získán na jedno zadržení dechu. Výhody 3D VIBE-Dixon sekvence tedy jsou robustnější zobrazení pankreatu s kratší dobou skenování a lepší potlačení tuku. [22]

Z výše uvedených článků vyplývá, že nejvhodnější sekvence pro skenování pankreatu je DIXON. Tato sekvence velmi dobře zobrazuje samotný pankreat i včetně patologických změn, má krátkou dobu skenování. Tudíž skenování jednoho řezu je provedeno na jeden zadržený dech. Další výhodou je také fakt, že tato metoda vytváří 4 snímky.

3 Rešerše segmentačních metod

Segmentace obrazu je proces, který slouží k rozdělení obrazu na několik segmentů se společnými vlastnostmi např. odstín šedi. U segmentace obrazu pankreatu, je stále mala úspěšnost oproti jiným břišním orgánům, vzhledem k jeho variabilnímu vzhledu. Tato rešerše poskytuje informace ohledně jednotlivých metod segmentace, jejich výhod a nevýhod využít pro segmentaci pankreatu. Existují tři typy segmentace a to manuální, semiautomatická a automatická. [28]

3.1 Manuální segmentace obrazu

Manuální segmentace je ruční označení segmentového pankreatu lékařem či radiologickým asistentem v segmentačním programu. Tato metoda je časově náročná, za to vysoce úspěšná. Ve vybraných článcích pro tuto rešerši je manuální segmentace využita k hodnocení jiných metod.

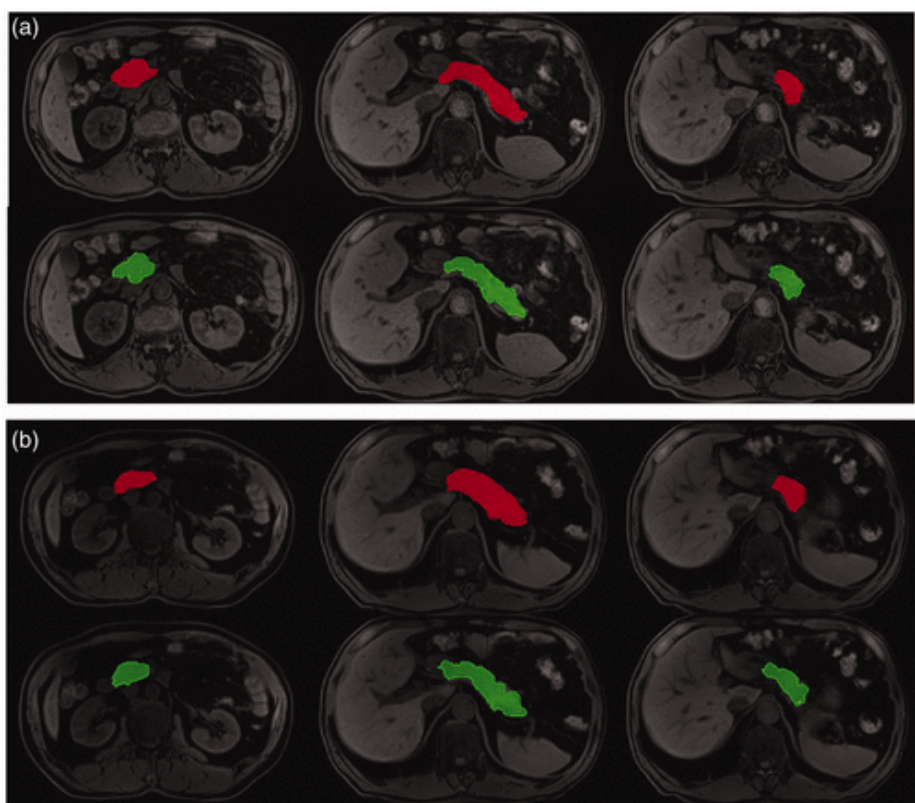
3.2 Semiautomatická segmentace obrazu

Semiautomatická segmentace je spojení manuální segmentace a určitého algoritmu. Lékař či asistent pouze započne algoritmus, ve většině případů označí střed pankreatu, algoritmus poté již sám označí strukturu pankreatu podle metody, kterou zrovna využívá. Princip metod, je založen buď na detekci regionů nebo hran.

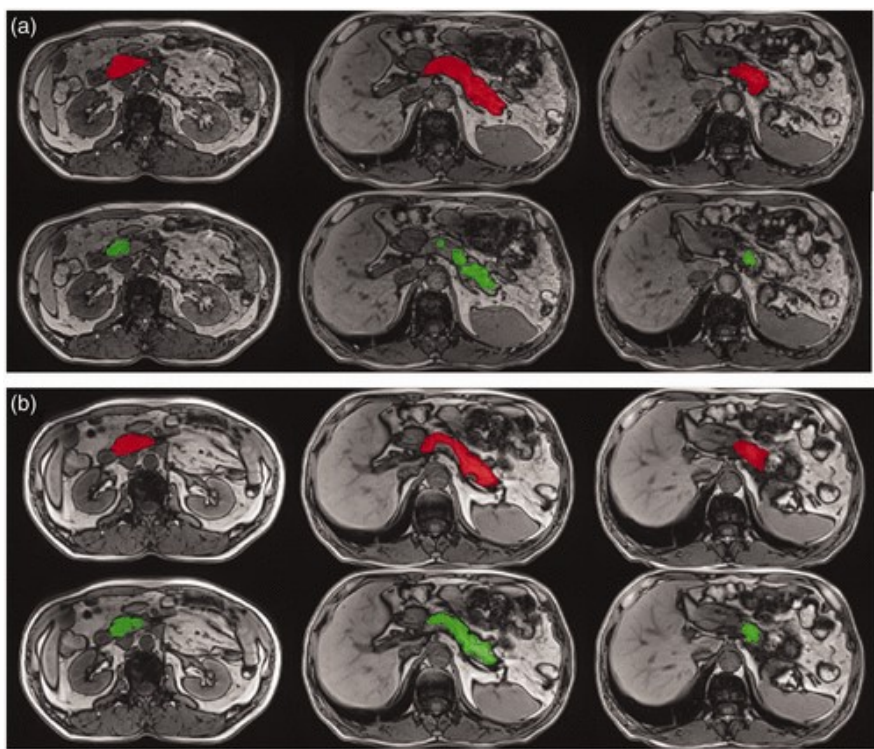
3.2.1 Segmentace na základě regionů

Segmentace na základě regionů funguje na principu rozdělení obrazu na smysluplné homogenní části. Jedná se o jednu z nejpopulárnějších metod segmentace, do této kategorie spadají metody thresholding, mean shift merging, K-means, dictionary learning a region growing. [28]

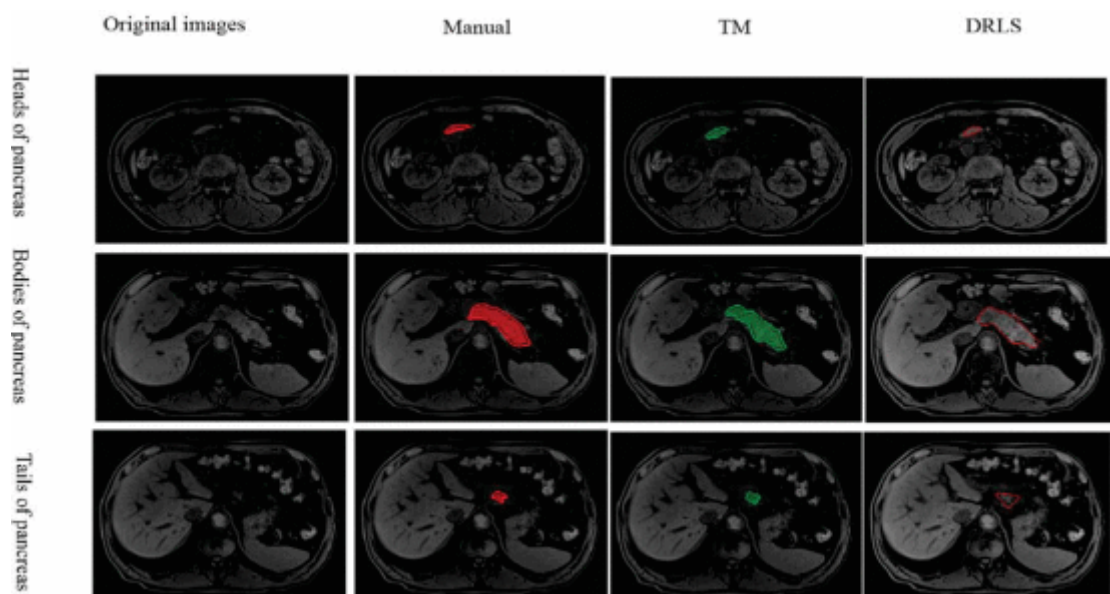
Thresholding metoda neboli prahování, je jednoduchá a snadno využitelná. Používá globální informace o obrázku, jako je histogram. V ideálním případě je snímek rozdělen na dvě části a to popředí (pankreat) a pozadí. V článcích [25] a [26] je využita metoda Otsu, při které autoři prvně ručně vybrali zájmovou oblast, tedy pankreat. Následně software převede obraz na binární strukturu, provede dvakrát erozi a dilataci. Tyto operace oddělí pankreat od pozadí a obraz vyhladí. Poté byl pankreat vyselektován a byla provedena 3D rekonstrukce podle výsledků segmentace. Na *obr.6* a *obr.7* je výsledek z článku [25], kde byla využita sekvence Dixon a segmentaci prováděli na snímcích s opačnou fází a s potlačením vody. Zelenou barvou je označena prahová segmentace a červenou barvou manuální segmentace. Snímky a) jsou vytvořeny rutinní Dixon sekvencí, zatím co snímky b) jsou vytvořeny optimalizovanou sekvencí Dixon. V dalším článku [23] je tato metoda využita pouze pro porovnávání s další metodou (*obr.12*).



Obr. 6: Metoda Otsu porovnána s manuální segmentací, snímky Dixon s potlačením vody [25]

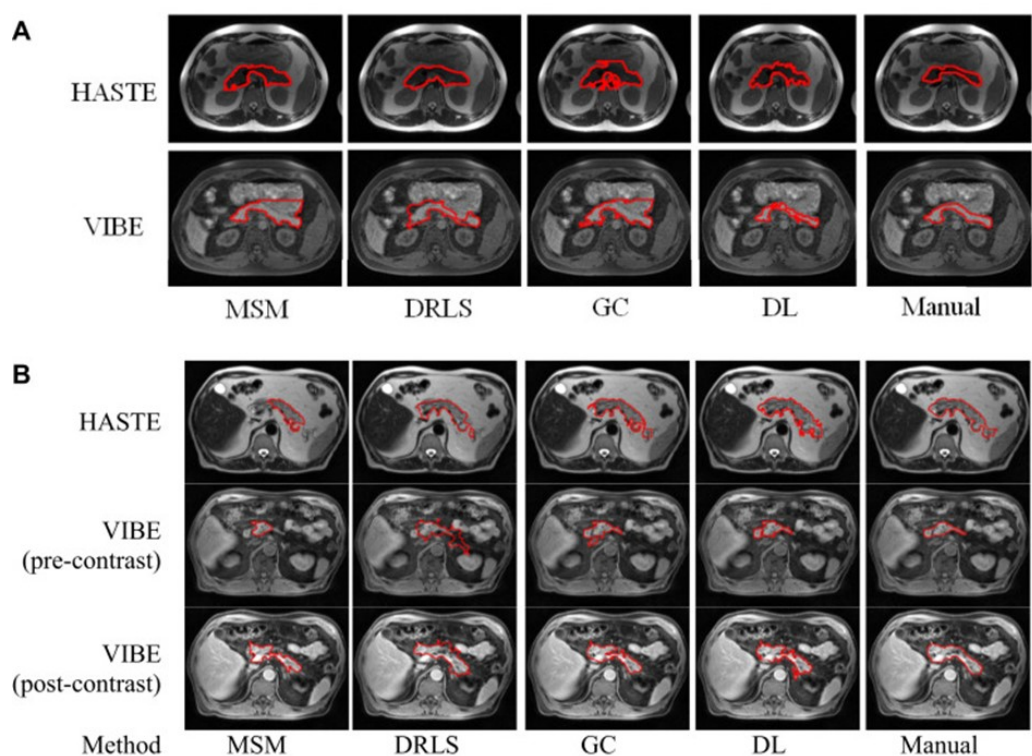


Obr. 7: Metoda Otsu porovnána s manuální segmentací, snímky Dixon v opačné fázi [25]



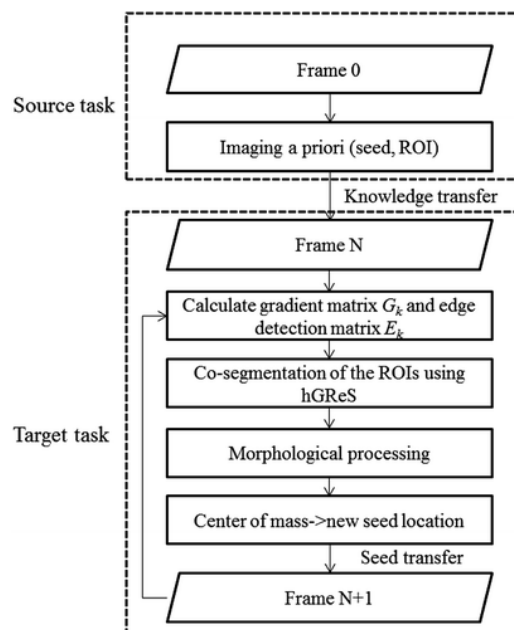
Obr. 8: Metoda Otsu v porovnání s metodou DRLS a manuální segmentací, snímky Dixon s potlačením vody [26]

Mean shift merging má zkratku MSM, funguje na principu, že se obraz rozdělí na několik podoblastí a následně jsou tyto oblasti sloučeny na základě podmínky přiměřené segmentace obrazu. V článku [24] je metoda MSM využita společně s dalšími metodami (obr. 9). Snímky byly získány pomocí dvou sekvencí VIBE s potlačením tuku a HASTE.



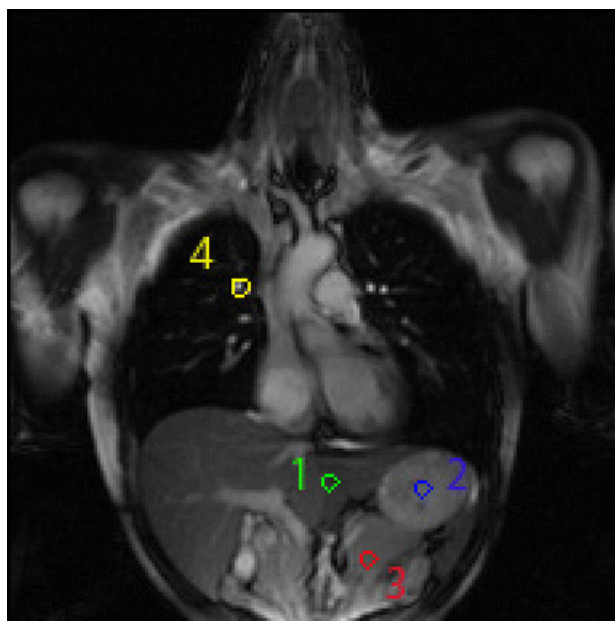
Obr. 9: Porovnání metod MSM, DRLS, GC, DL a manuální segmentace [24]

Region growing česky růst regionů, je metoda, při které se označí inicializační bod a region roste na základě homogenity sousedních pixelů. V článku [23] je využita metoda hybridního gradientu, růstu regionu a omezení tvaru se zkratku hGRoS. Na obr. 10 je ukázaný vývojový diagram této metody.



Obr. 10: Vývojový diagram metody hGReS [23]

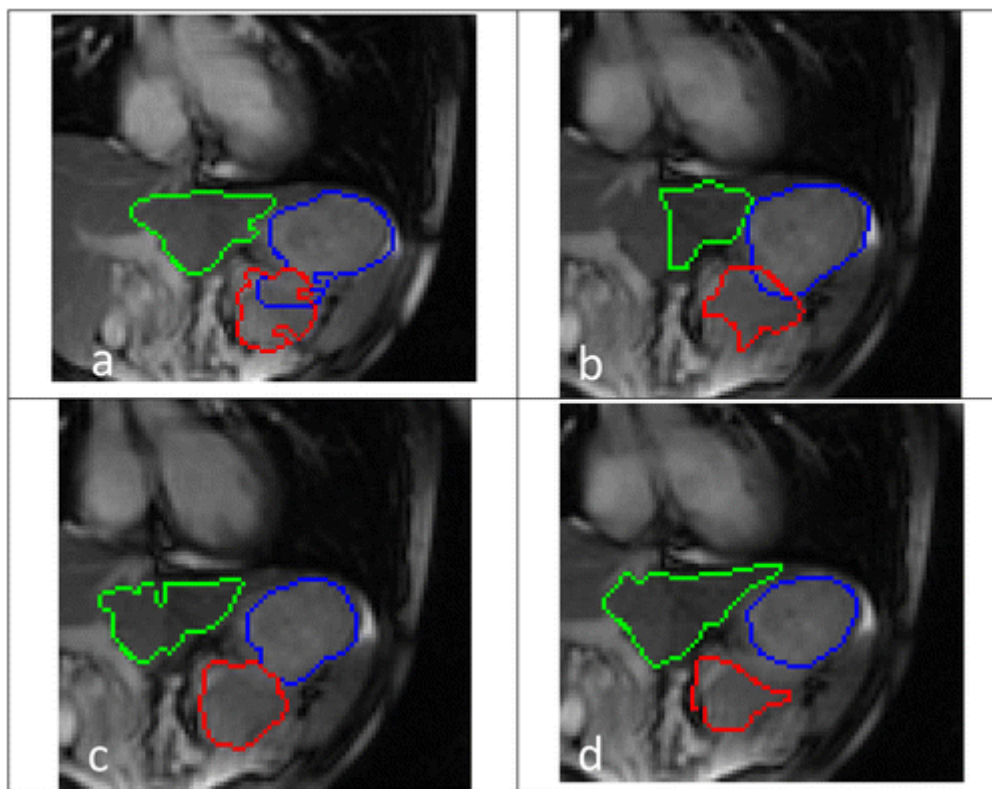
Autoři prvně vzali první rámec dMRI a ručně na něj umístili tzv. inicializační body do středu zájmové oblasti (Obr. 11). Body byly umístěny na levý lalok jater (1 - zeleně), žaludek (2 - modře) hlavu pankreatu (3 - červeně) a plíce (4 - žlutě). Plíce jsou označeny z důvodu respiračních pohybu při skenování pacienta.



Obr. 11: Umístění inicializačních bodů [23]

Inicializační body byly dále přeneseny do druhého rámce dMRI a byla provedena softwarová segmentace hGReS. Software prvně vypočítal gradientové a hranové matice, následně byly body přeneseny do dalšího obrazu, kde byla určena jejich poloha a vyznačily se dvě hodnoty ave a var. Ave představuje průměr okolí bodu a var označuje rozptyl okolí. Následně software provedl přidání 4 sousedních pixelů ke každému inicializačnímu bodu a znovu přepočítal průměr okolí. Poté již bylo provedeno omezení tvaru, hranové matice a byla i provedena podmínky gradientní matice. Body se po segmentaci jednoho snímku přenesly na další a provedla se znovu segmentace. Tato metoda byla

porovnána s metodou Otsu a Level set. Na *obr.12* lze vidět výsledek porovnávání metod. Snímek a je metoda Otsu, b je level set, c je hGReS a d je manuální segmentace.



Obr. 12: Porovnání metod hGReS, Otsu, Level set a manuální segmentace. [23]

K-means neboli metoda shlukování, provádí označení pixelů se stejnými vlastnostmi. Snímek se rozdělí na několik skupin/hluků, následně se provede střední hodnota hluku. Pixel obsažený v hluku musí mít co nejmenší rozdíl mezi svou hodnotou a střední hodnotou hluku. [28]

Dictionary learning je metoda, která má zkratku DL, byla využita v článku [24] a byla původně vyvinuta pro segmentaci prostaty. Tato metoda spojuje princip metod MSM a K-means. V první řadě, se provede princip MSM a následně je obraz rozdělen do hluku pomocí algoritmu K-means. V článku je metoda DL porovnávána s dalšími metodami (*obr. 9*).

3.2.2 Segmentace na základě hrany

Edge detection je metoda založena na hraně a využívá se při významných nespojitostech v intenzitě obrazu. Jedná se například o úroveň šedi, barvy nebo textury obrazu. Přesnost segmentace může narušit slabá hrana nebo šum. Tato metoda se nepříliš využívá pro jemnou segmentaci lékařských obrazů, pokud je využita, bývá ve spojení s metodou region growing. [28]

Level set metoda, neboli metoda nastavení úrovně funguje na principu energetické funkce nastavené úrovně s regulací vzdálenosti. Byla využita pouze k porovnání s metodou hGReS v článku [23] (*obr.13*), zde byli prvně ručně označeny přibližné kontury pankreatu a dále přeneseny do dalších obrázků.

V článku [26] je pro hodnocení Otsu metody využita metoda DRLS, čili sada úrovní regulované vzdálenosti. Tato metoda kombinuje jak edge detection, tak i region growing. Na první snímek autoři nakreslily počáteční obrysy pankreatu, následně už pracoval software sám. Tento software pracuje na

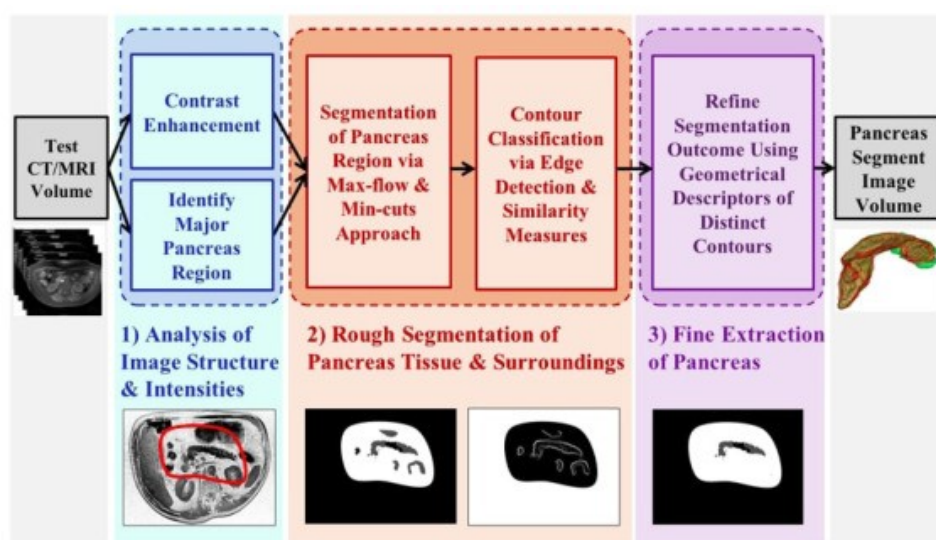
principu energetické funkce nastavené úrovně regulované vzdálenosti. Taktéž v článku [24] je využita metoda DRLS, společně s manuální segmentací a dalšími metodami.

3.3 Automatická segmentace obrazu

Automatická segmentace pankreatu je velice náročná. Přesná segmentace by měla generovat jak kvantitativní, tak i kvalitní informace k určení závažnosti stavu a možnosti dalšího postupu při radioterapii. Vzhledem k velkému variabilnímu vzhledu pankreatu automatická segmentace nevykazuje dobré výsledky oproti jiným břišním orgánům. U automatické segmentace pankreatu se využívají dvě metody a to graph cuts a CNN.

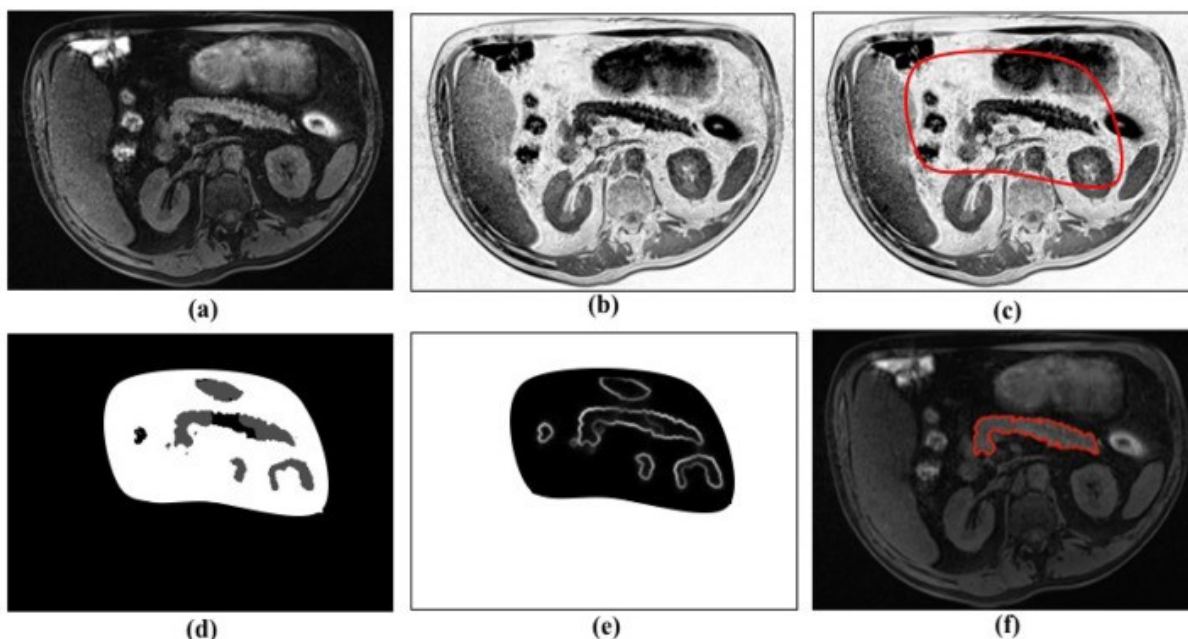
Graph cuts je metoda označována zkratkou GC. Tato metoda funguje na principu minimalizace energie při segmentaci popředí od pozadí. V článku [24] je metoda GC provedena společně s dalšími metodami. Výsledky jsou na *obr.10*.

Convolutional neural network (CNN) česky nazýváno konvoluční neuronová síť. Tato metoda byla využita v článku [30], kde byly popsány její tři hlavní fáze, které jsou znázorněny na *obr. 13*. První fází je identifikace pankreatu a vylepšení kontrastu, pro rozeznání pankreatu a okolí. Druhá fáze provádí 3D segmentaci pankreatu pomocí minimálního a maximálního řezu. Třetí fáze odloučí nepankreatické konturu z již segmentovaného snímku.



Obr. 13: Fáze segmentace pomocí CNN [30]

Jak je segmentace postupně prováděna lze vidět na *obr.14*. Snímek (a) představuje původní snímek MR, na snímku (b) je zvýšen kontrast, snímek (c) má již červenou konturou označenou oblast výskytu celého pankreatu. Snímek (d) je již po segmentaci. Snímek (e) detekuje kontury pankreatu a na snímku (f) je již označen pankreat na původním snímku MR.



Obr. 14: Jednotlivé fáze segmentace pomocí CNN [30]

3.4 Závěr rešerše

Pro segmentaci obrazu existuje mnoho metod, založených na několika principech. V této rešerši jsem se zabývala segmentacemi, které již v minulosti byli využity na segmentaci pankreatu. Žádná z výše uvedených metod nevykazuje jasnou výhodu nad ostatními metodami, protože každá metoda má své pro a proti.

Ve výše uvedených článcích je pro hodnocení segmentace využit index DSC. Index Dice měří překrytí mezi dvěma sadami vzorků, je to nejvíce využívaný index pro kvantitativní hodnocení segmentace. Výsledky DSC se pohybují v rozmezí 1 až 0. Nejlepší segmentace bude mít výsledek 1, naopak nejméně kvalitní segmentace bude mít výsledek 0.

Metoda prahování Otsu, měla dobré výsledky v porovnání s manuální segmentací. Index DSC na snímcích Dixon s potlačením vody dosahoval $0,633 \pm 0,08$ a na snímcích v opačné fázi $0,716 \pm 0,03$ u studie [25]. Druhá studie [26], která se také zabývala Otsu metodou pouze na snímcích Dixon s potlačením vody, měla DSC index $0,8 \pm 0,08$. U třetí studie [23], kde byla tato metoda jen doplňková, byla DSC index $0,7093 \pm 0,0131$.

Metoda DRLS nemá uspokojivé výsledky s porovnáním metody Otsu a manuální segmentací [26], buď je segmentace nedostačující nebo naopak nadměrná. To je způsobeno tím, že nulové sady zastavily kontury na hranicích s jiným orgánem, nebo pokračovali přes tenkou hranici pankreatu. Index DSC dosáhl pouze $0,64 \pm 0,08$. Naopak u studie [24] index DSC dosahuje 0,8. Po vizuální stránce je však i zde tato metoda hodnocena neúspěšně, z důvodu podsegmentování pankreatu.

Metoda MSM vykazuje větší chyby než ostatní metody, protože má tendenci nad nebo podsegmentovat pankreat, když dochází k postupnému přechodu intenzity zobrazování na blízké orgány jako je žaludek. [24]

Metoda DL byla hodnocena nejlépe. Měla nejlepší segmentaci pankreatu, nejméně chyb a měla jen málo odchylky od manuální segmentace. Také měla nejjednodušší ruční značení a nejkratší čas zpracování. [24]

Metoda GC bohužel nebyla úspěšná, měla tendenci nadsegmentovávat pankreat.[24]

Metoda hGReS měla konzistentně přesnější segmentaci v porovnání s metodami Otsu a Level set. Také tato metoda byla citlivější.[23]

Metoda Level set, má sice uspokojivé výsledky při segmentaci žaludku, ale při segmentaci pankreatu však moc neobstála. [23]

Metoda CNN je jedna z nejmodernějších automatických segmentací. Index DSC dosahuje až $0,816 \pm 0,051$. A index JI byl stanoven na hodnotě $0,692 \pm 0,071$. [30]

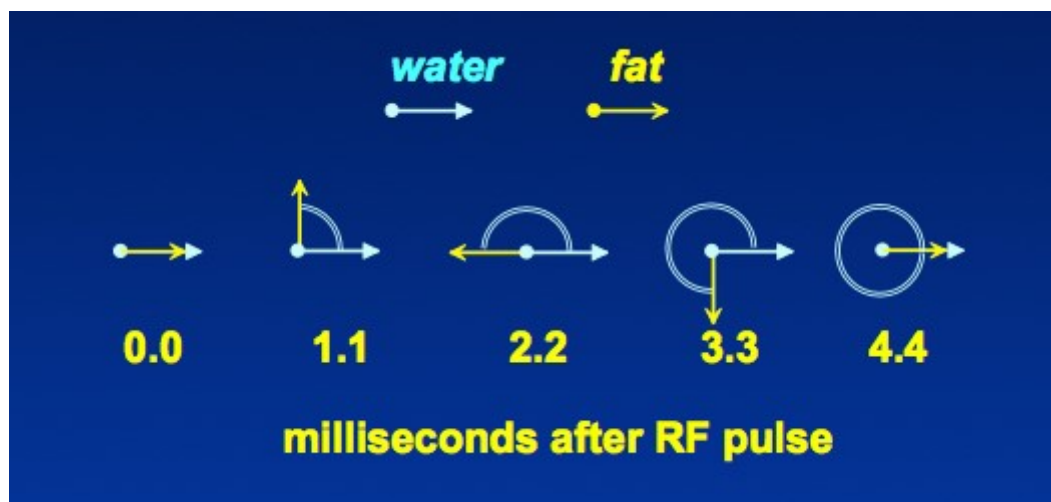
Závěrem se nutno dodat, že vždy záleží na kvalitě získaného snímku. I přes veškeré pokroky stále zůstává nejlepší manuální segmentace, ta však z časového hlediska je velice náročná. Ze semiautomatických metod nejlepších výsledku dosáhla metoda prahování, která již byla i v praxi několikrát pro segmentování pankreatu využita.

4 Tvorba databáze MR obrazů

Tvorba databáze MR obrazů vznikala na 1,5T magnetické rezonanci od firmy Siemens. Pro skenování byla využita sekvence Dixon, přesněji T₁ Vibe Dixon. V rámci tvorby testovací databáze bylo skenováno celkem 40 pacientů.

4.1 Dixon sekvence

Dixon sekvence je založena na principu odlišné rezonanční frekvence protonů vody a tuku. Tuk rezonuje s nižší frekvencí, než voda. Při využití 1,5T magnetické rezonance je rozdíl v precesní frekvenci 224 Hz. Časový posun poté je 4,4 ms. (obr.15) Při skenování je využito dvou času TE. První čas je 2,2 ms a to jsou protony ve profázi, druhý čas TE je 4,4ms a protony vody a tuku jsou ve fázi. [31]



Obr. 15: Diagram in-phase a out-phase [31]

Následně lze obrazy ve fázi a v protifázi využít k vytvoření snímku obsahující tzv. pouze tuk či vodu. Snímek obsahující pouze tuk, je občas označován jako snímek s potlačením vody a naopak. Zjednodušeně lze Dixon sekvenci vyjádřit následujícími rovnice 4.1.1 a 4.1.2 [31]:

$$IP = W + F \quad (4.1.1)$$

$$OP = W - F \quad (4.1.2)$$

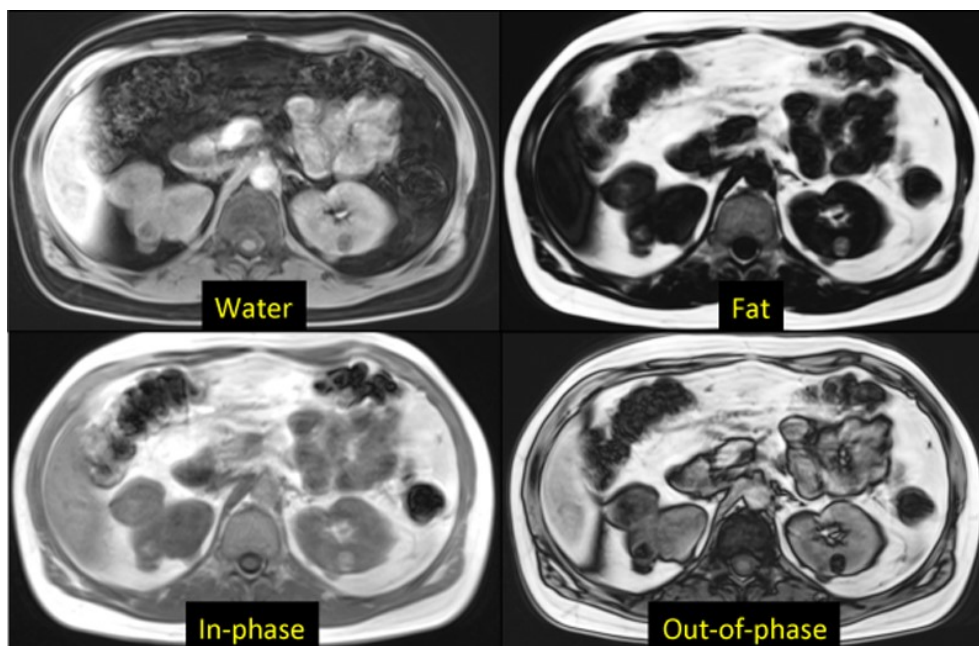
IP označuje intenzitu signálu pixelů z obrazu ve fázi. OP představuje intenzitu signálu pixelů z obrazu v protifázi. W je podíl signálu z vody. F je podíl signálu z tuku. Snímky potlačující jednu ze složek pak získáme zprůměrováním rozdílu či součtu z každého pixelu. Pro snímky potlačující tuk, platí rovnice 4.1.3 [31]:

$$\frac{1}{2}[IP + OP] = \frac{1}{2}[(W + F) + (W - F)] = \frac{1}{2}(2W) = W \quad (4.1.3)$$

Snímky potlačující vodu, jsou vyjádřeny rovnicí 4.1.4 [31]:

$$\frac{1}{2}[IP - OP] = \frac{1}{2}[(W + F) - (W - F)] = \frac{1}{2}(2F) = F \quad (4.1.4)$$

Tato sekvence vytváří celkem 4 obrazy, a to ve fázi, v protifázi, s potlačením vody a s potlačením tuku (obr.16). Tyto čtyři sady snímků jsou vytvořeny během jedné akvizice. Dixon sekvence je v dnešní době využívána při skenování břišní oblasti. Snímky s potlačením vody jsou vhodné na kvantifikaci obsahu tuku v tkáni, protože potlačuje tuk rovnoměrně a minimálně tvoří artefakty oproti jiným sekvencím. Dále se dá kombinovat s jinými sekvencemi např. SE nebo GE. [32]



Obr. 16: Čtyři sady snímku z Dixon sekvence [31]

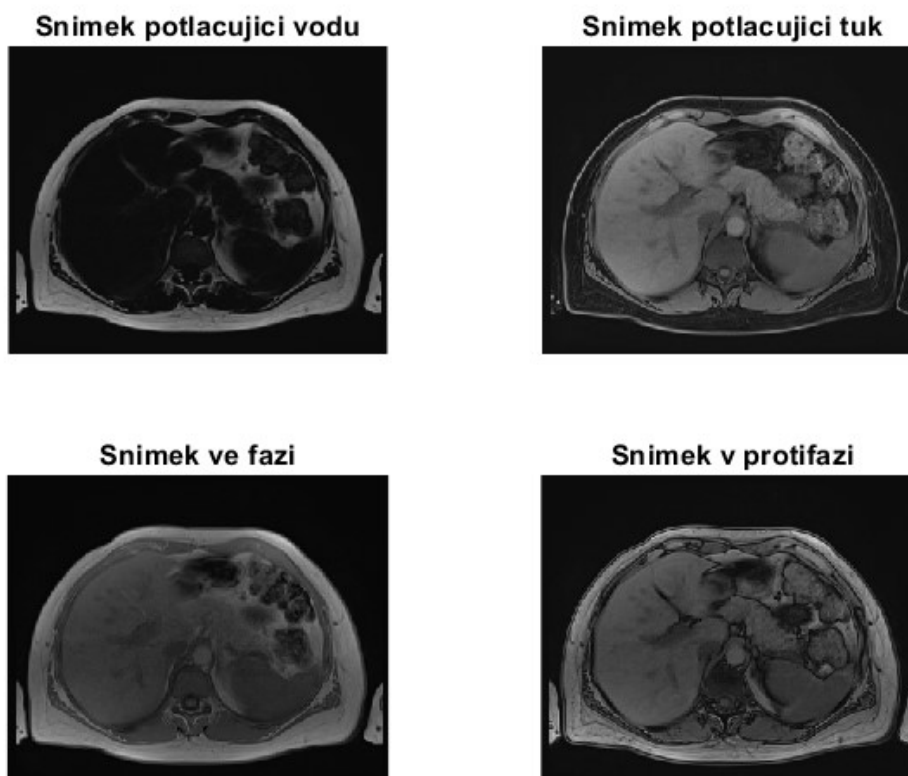
U Dixon sekvence může vzniknout artefakt, který má název výměna vody a tuku. Jedná se o výpočetní chybu v oblasti nehomogenity magnetického pole. Vznikne tak chyba, která nesprávně určí zda voxel obsahuje tuk či vodu. [32]

4.1.1 T₁ Vibe Dixon sekvence

Pro získávání snímku byla využita sekvence T₁ Vibe Dixon, jejíž parametry jsou uvedeny v tab.1. TE₁ je doba odezvy v protifázi, TE₂ je doba odezvy ve fázi. Počet excitací znamená, kolikrát je během skenování získáván každý řádek dat. Šířka pásma (*ang. Bandwidth*) je rozsah frekvence pro příjem signálu, jednotkou je Hertz/Pixel. Zorné pole (*ang. Field of view*) představuje velikost prostoru v k-prostoru.

Tab. 1: Parametry sekvence T₁ Vibe Dixon

Rovina akvizice	Transverzální
Směr fázového kódování	Předozadní (Anterior-Posterior)
TR	6,85 ms
TE₁	2,39 ms
TE₂	4,77 ms
Matice	320x260
Úhel sklopení	10°
Tloušťka řezu	3,0 mm
Počet excitací	2
Šířka pásma	490 Hz/Px
Zorné pole (FoV)	380 mm
Zadržení dechu	Ano
Potlačení tuku	Ne
Počet akvizic	1
Doba akvizice	35 s



Obr. 17: Ukázka obrazu z T1-Vibe-Dixon sekvence

Na obr. 17 je možno vidět 4 sady obrazu ze sekvence T1-Vibe-Dixon, lze vidět, že pankreat jde nejlépe vidět na snímcích v protifázi a má zde jasně viditelné kontury.

4.2 MR přístroj

Obecně MR přístroj je tvořen:

- Homogenním stacionárním magnetem s napájením a chlazením
- Korekční magnetický systém pro zlepšení homogenity magnetu
- Gradientní cívky s vlastním zdrojem napájení
- Vysokofrekvenční vysílač a přijímač
- Vysokofrekvenční cívky, které mohou být spojené do jedné cívky
- Počítačový software
- Magnetické a vysokofrekvenční stínění
- Vyšetřovací stůl

Dále může přístroj obsahovat nejrůznější doplňky např. EKG. Přístroje MR můžeme dělit podle síly magnetického pole, v praxi se nejčastěji objevují 1,5 T až 7 T. Vyšetřovací stůl je konturován z neferomagnetických prvků a nosnost se pohybuje okolo 180 kg, ale může být i víc. [13]

Homogenní stacionární magnet je tvořen supravodivými magnety, které jsou založené na principu supravodivosti, což znamená, že při velmi nízké teplotě je ve vodiči minimální odpor. Chladicí zařízení, které vytváří nízkou teplotu je tekuté helium, v němž je magnet uložen. Přístroj dále obsahuje čerpadla, které provádějí cirkulaci helia. [13]

Tři gradientní cívky jsou schovány u stacionárního magnetu a pomáhají vychylovat magnetické pole. Také určují tloušťku řezu. Síla těchto cívek je 100krát menší než síla magnetu a neměla by být

větší než 30 mT/m. Další cívky, které se nacházejí uvnitř přístroje jsou volumové a vyrovnávací. Volumová cívka obíhá tělo pacienta a slouží jako vysílač excitačních impulsů a i jako přijímač. Jedná se o tzv. celotělovou cívku, je však relativně daleko od těla pacienta. Vyrovnávací cívka se využívá k vyrovnání nehomogenity magnetického pole. Povrchové cívky se přikládají přímo na místo vyšetření a slouží k přijímání signálu. Jsou tvořeny závity z mědi a stříbra. Indukuje se na nich signál v jednotkách mikrovoltů, tento signál je následně zesílen až 1000krát. [13]

Ovládací konzole je spojena s počítačem a umožňuje identifikovat pacienta, vybrat typ vyšetření, následně vyšetření zhodnotit a archivovat. Prvně je tedy nutné zadat informace o pacientovi jako je jméno, příjmení, rodné číslo atd. Následně se vybere protokol s vhodně zvolenými sekvencemi a provede se vyšetření. Poté jsou snímky vyhodnoceny a uloženy do PACsu nebo na CD. [13]

Stínění je provedeno jak pasivně, tak aktivně. Pasivní stínění je tzv. Faradayova klec, kterou tvoří silné platy z dobře vodivých kovů (ocel, měď) v okolí magnetu. Aktivní stínění je umožněno pomocí cívek, které v okolí MR přístroje vytvářejí magnetické pole v opačném směru. [13]

4.2.1 Magnetom Sempra Siemens

Magnetom Sempra je přístroj od firmy Siemens. Jednou z výhod tohoto přístroje je optimalizovaná spotřeba hélia. Technické parametry přístroje jsou uvedeny v tab.2. Nezávislé kanály přijímače, jsou využity při jednom skenování a jednom FoV, přičemž každý generuje nezávislý obraz. [33]

Tab. 2: Technické parametry přístroje Siemens Magnetom Sempra [33]

Síla pole	1,5 T
Síla gradientních cívek	30 mT/m
Maximální počet kanálů	96
Počet nezávislých kanálů přijímače	8, 16
Velikost gantra	60 cm



Obr. 18: Magnetom Sempra Siemens 1,5 T [33]

4.3 Uložení pacienta

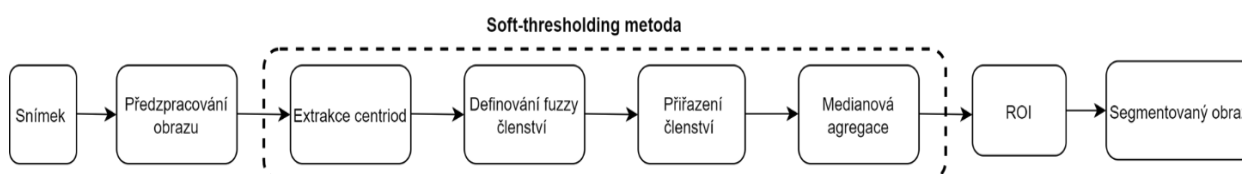
Pacient před samotným vyšetřením v první řadě musí podepsat informovaný souhlas s vyšetřením. Dále je pacient požádán, aby si odložil veškeré kovové předměty (mince, klíče, náušnice atd.) včetně mobilního telefonu, kreditní karty, chytrých hodinek apod. Následně se pacient převleče do nemocničního oblečení. Pacientovi je důležité vysvětlit postup vyšetření, včetně zadržování dechu. Během vyšetření se pacient několikrát nadechne, z poloviny vydechne a musí na pár sekund zadržet dech. Toto zadržení dechu je vhodné s pacientem natrénovat. V případě, že pacient trpí klaustrofobií může být během vyšetření v místnosti přítomen doprovod. Pacient je uložen na vyšetřovací stůl hlavou napřed a je na něj přiložena povrchová cívka v oblasti pankreatu (*obr.19*). Povrchová cívka by měla přibližně ležet mezi bradavkami až ke hřebenu kyčelního kloubu, je podstatné ji utáhnout, tak aby se předešlo dýchacím artefaktům. Následně jsou pacientovi dány sluchátka na uši, aby mohl komunikovat s personálem a dále má pacient v ruce balónek, který slouží jako zvuková signalizace, pro případ, že by bylo pacientovi nevolno. Pacientovi je možno dát polštář pod nohy či hlavu pro jeho větší pohodlí. Podstatné je s pacientem komunikovat, vysvětlit mu postup vyšetření a zodpovědět veškeré jeho otázky. [17]



Obr. 19: Uložení pacienta a ukázka povrchové cívky [17]

5 Semiautomatická segmentace pankreatu

Cílem této práce je aplikovat semiautomatickou metodu soft-thresholding na snímky z magnetické rezonance pro vysegmentování pankreatu. Následně tyto data vyhodnotit a vyzkoušet efektivitu metody na zašuměných snímcích. Postup této metody spočívá prvně v načtení snímku, dále z předzpracování obrazu, metody soft-tresholding, využití masky pro obkreslení pankreatu a následně vyhodnocení výsledku. Poté jsou data uměle zašuměné, pro otestování robustnosti metody. Diagram metody je ukázán na obr. 20.



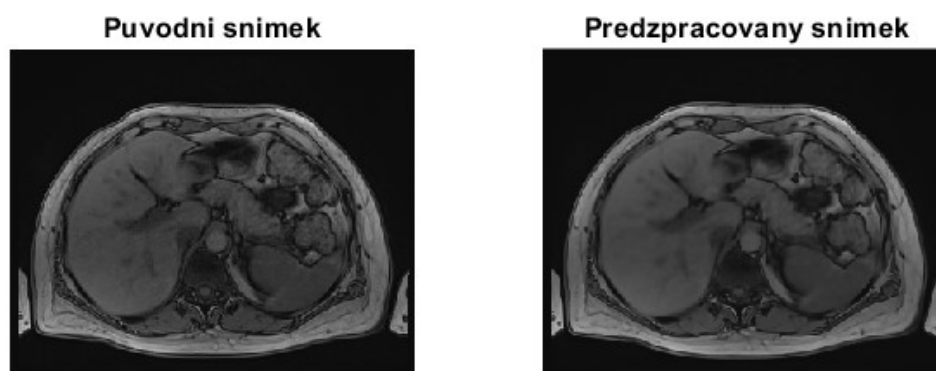
Obr. 20: Diagram semiautomatické metody pro segmentování pankreatu (zdroj vlastní)

Vytvořená testovací databáze obsahovala snímky od 40 pacientů, tento počet pro analýzu dat byl zmenšen na 20, z časových důvodů. U každého pacienta byly vybrány snímky, kde je pankreat nejlépe viditelný. Tento počet řezu byl různorodý od 2 do 5. Pro segmentaci dat bylo potřeba počet řezu sjednotit, od každého pacienta tedy byly segmentovány celkem 2 řezy. Celkem bylo analyzováno 40 snímků. Všechny snímky měly stejnou velikost a to 320x260 pixelů (tab. 1). Pro implementaci semiautonomní segmentační metody bylo využito programovací prostředí MATLAB 2019a (MathWorks, Natick, MA, USA). V této kapitole se nacházejí ukázkové obrázky z jednotlivých fází segmentování od pacienta s identifikačním číslem 131.

5.1 Předzpracování obrazu

Předzpracování obrazu se využívá pro zlepšení kvality obrazu, odstranění šumu a pro dosažení kvalitnějších výsledku segmentace. V této práci jsem využila bilaterální filtr, což je nelineární metoda vyhlazení obrazu, která zachovává hrany obrazu tzv. *edge-preserving*. Tato metoda odstraňuje šum z obrazu a to tak, že nahrazuje intenzitu pixelu váženým průměrem intenzity okolních pixelů. Vyhlazení je založeno na Gaussově rozdělení a na rozdílech intenzity šedi, proto jsou zachovány hrany v obrazu.

V Matlabu je možno využít přímý příkaz *imblatfilt*. Výsledek předzpracování je na obr. 21, kde vlevo se nachází původní snímek a vpravo snímek po použití příkazu.



Obr. 21: Ukázka předzpracování obrazu

5.2 Soft-thresholding metoda

Prahování neboli thresholding metoda, je jedna z nejjednodušších metod segmentace. Základní princip je postaven na hledání globální prahové hodnoty, která rozdělí obraz na popředí a pozadí. Výsledkem segmentace je binární obraz, kdy segmentovanému obrazu je přidělena 1 a pozadí 0. Základní rovnice pro prahování 5.2.1 [37]:

$$f(x, y) = \begin{cases} 1 & g(x, y) \geq T \\ 0 & g(x, y) < T \end{cases} \quad (5.2.1.)$$

Tato metoda má nevýhodu v tom, že je zaměřena na jednotlivé pixely a ne regiony. Nastává tak chyba při segmentaci, kdy pixel nějaké úrovni šedi je nesprávně přiřazen nebo naopak je izolován. Tomuto problému se snaží předejít metoda soft prahování. [36]

Soft prahování využívá informace o okolí daného pixelu, je tak možno i segmentovat zašumělý obraz. Tento proces umožňuje tzv. Fuzzy metoda, která přiřadí členství ke každému pixelu pro každou segmentovanou kategorii. Stupeň členství je následně upraven pomocí agregačního schématu a fuzzy pravidel. [36]

Snímek $I(r)$ má různé segmentační oblasti L , a prahováním získáme výsledný obraz $M(r)$ platí rovnice 5.2.2 [36]:

$$M(r) = g_s\{I(r)\} \quad (5.2.2)$$

g_s je metoda segmentace, která mapuje úrovně šedi N_I z obrazu $I(r)$ s podmínkou 5.2.3 [36]:

$$g_s: N_I \rightarrow L \quad L < N_I \quad (5.2.3)$$

Také se předpokládá, že každý pixel v obraze $I(r)$ bude mít stupeň členství v každém z L oblastí. Zjednodušeně řečeno, pokud obraz rozdělíme na 3 oblasti, tak každý pixel bude popsán třemi funkcemi členství. Poté, co je načten snímek a je proveden preprocesing následuje extrakce centriodů. Oblasti, které budou segmentovány jsou definovány pomocí L centriodů. Počet těchto centriodů může být dopředu nastavený, nebo může být program navržený tak, aby sám našel optimální počet centriodů. Dalším krokem je definování fuzzy funkce členství, která je označena $\mu_l(x)$, $l = 1, \dots, L$ v l^{th} plochách. Fuzzy funkce členství je přidružena ke každé z tříd, které jsou spojeny s centriodami. Funkci členství můžeme zjistit buď mocí histogramu anebo z předem definovaného počtu centriodů. [36]

Z histogram $h(I)$ jsou vybrány hlavní prahové hodnoty. Součet segmentovaných oblastí L je definován pomocí histogramu rovnicí 5.2.4 [36]:

$$h(I) \approx \sum_{l=1}^L \omega_l \cdot p_l(x; \theta_l) \quad (5.2.4)$$

ω_l je váha pixelu, x ; θ_l jsou parametry váhy a $p_l(x; \theta_l)$ je funkce hustoty pravděpodobnosti, často je využito Gaussovo rozdělení, případně Ricianovo či gama. Dále platí $\sum_l \omega_l = 1$ a také platí $\omega_l = \frac{1}{|\eta(r)|}$.

Přiřazení členství každého pixelu r z obrazce $I(r)$ v l – té třídě je dán $\mu_l(I(r))$. Platí rovnice 5.2.5 [36]:

$$\sum_{l=1}^L \mu_l(I(r)) = 1 \quad (5.2.5)$$

Tudíž lze provést první prahování dle rovnice 5.2.6 [36]:

$$M(r) = \arg \max\{\mu_l(I(r))\} \quad (5.2.6)$$

V této fázi ještě není zohledněné okolí pixelu. Výstupem je pouze vektor členství pro každý pixel.

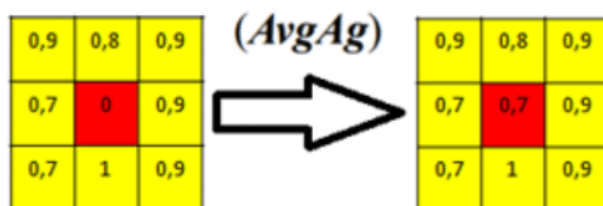
Agregace zohledňuje prostorové informace. Obecná rovnice agregace je popsána rovnicí 5.2.7 [36]:

$$\mu^2(I(r)) = agg \{ \mu(I(s)) \} \quad s \in \eta(r) \quad (5.2.7)$$

$\eta(r)$ představuje sousedství pixelu, $\mu(I(r))$ jsou hodnoty členství. Tato operace pracuje v členském prostoru, ne nad obrazem nebo nad konečnou segmentací. Agregaci lze provést buď s pomocí mediánu, průměru, interakce průměru nebo absolutního maxima. Průměrová agregace (AvgAg) zprůměruje každou funkci členství podle vztahu 5.2.8 [37]:

$$\mu_l^2(I(r)) = \sum_{s \in \eta(r)} \omega_l \cdot \mu_l(I(s)) \quad (5.2.8)$$

Názorně je zobrazena průměrová agregace na obrázku obr. 22. Kde v levé části obrázku je znázorněný prostřední pixel, který má odlišnou hodnotu od okolí. Pokud se provede průměrová agregace, hodnoty se upraví, tak jako v pravé části obrázku.



Obr. 22: Průměrová agregace [37]

Mediánová agregace (MedAg) je dána rovnicí 5.2.9 [36]:

$$\mu_l^2(I(r)) = median \{ \mu_l(I(s)) \} \quad s \in \eta(r) \quad (5.2.9)$$

Medián je prostřední hodnota seřazeného vektoru od nejnižšího čísla po nejvyšší číslo. Pokud má vektor lichý počet hodnot, je medián vypočítán dle vztahu 5.2.10 [37]:

$$median = \frac{\frac{x_n + x_{n+1}}{2}}{2} \quad (5.2.10)$$



Obr. 23: Mediánová agregace [37]

Interaktivní průměrová agregace (IterAg) je interaktivní postup, který průměruje členský prostor, pomocí průměrového okna definovaného 5.2.11 [36]:

$$h = \frac{1}{3} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0,5 & 0 \\ 0,5 & 1 & 0,5 \\ 0 & 0,5 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.2.11)$$

Rovnice pro interaktivní průměrovou agregaci je definována dle vztahu 5.2.12 [36], kde T je počet interakcí.

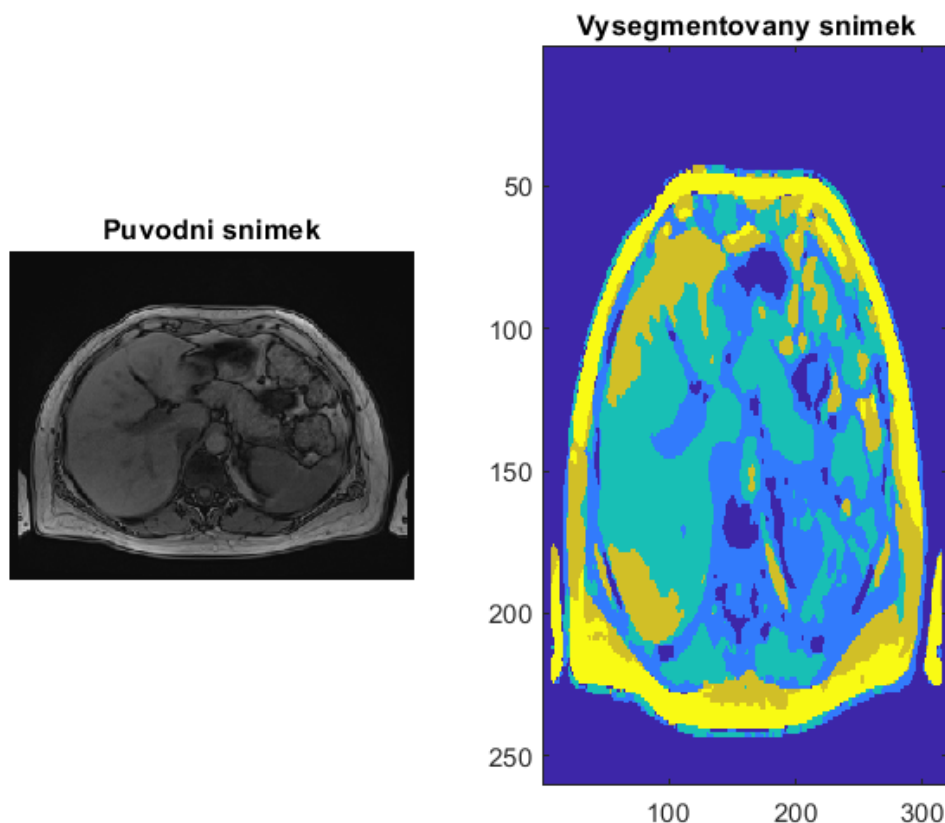
$$\mu_l^2(I(r)) = [\mu_l(I(r))]_T \quad (5.2.12)$$

Agregace pomocí absolutního maxima (AbMax) je prováděna na základě maximálního operátora agregování každého člena okolí pixelu dle rovnice 5.2.13 [36]:

$$\mu_l^2(I(r)) = \max(\mu_l(I(s))) \quad s \in \eta(r) \quad (5.2.13)$$

5.2.1 Nastavení parametrů metody

V rámci metody je potřeba nastavit počet centriodů, typ agregace a rozsah agregace. Jak už je napsáno výše, tato metoda má možnost si sama zjistit počet centriodů z histogramu obrazu. Tato možnost však byla velice neefektivní, pankreat v rámci všech obrazů neměl jednotný stupeň členství. Proto byla nastavena hodnota centriodů na počet 5. Následně bylo struktuře pankreatu přiřazeno členství 3 až 4. Agregace byla zvolena mediánová a rozsah byl určen na 5x5 pixelů. (obr. 24)



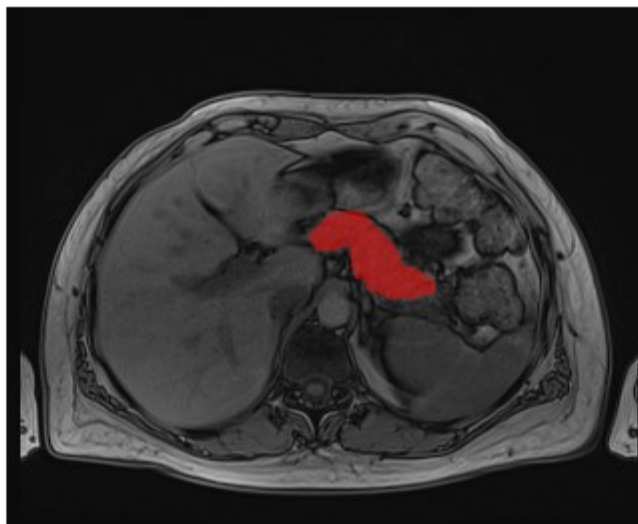
Obr. 24: Ukázka snímku po použití metody soft-thresholding

5.3 Zájmová oblast

Zájmová oblast zkráceně ROI (*ang. region of interest*), je oříznutí, či získání určité části obrazu za účelem dalšího zpracování či hodnocení. Vzhledem k nejednotnému členství pankreatu v rámci celého obrazu, bylo potřeba pankreat extrahovat samostatně. V Matlabu je možnost buď zájmovou oblast vytvořit zadáním souřadnic, či ji ručně nakreslit. V této práci byla zvolena možnost ručního kreslení z důvodu variabilního vzhledu pankreatu. Konečný výsledek segmentace, binární obraz, lze vidět na *obr. 25*. Na *obr. 26*. lze pozorovat, že se jedná o proložení výstupního segmentačního modelu (označen červeně) s původním snímkem, tento obrázek slouží k vizuálnímu hodnocení metody viz. 7.1.1.



Obr. 25: Výsledný binarizovaný obraz segmentační metody



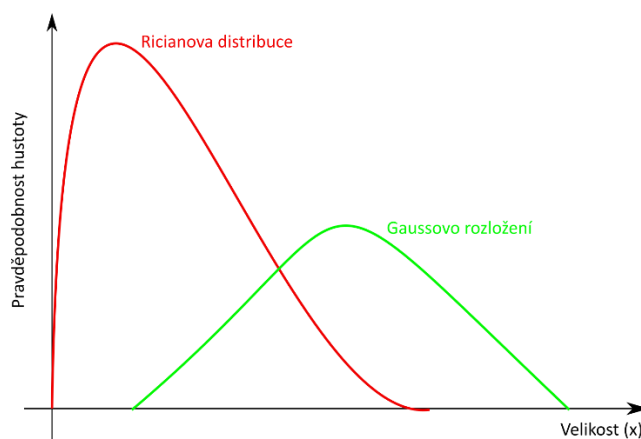
Obr. 26: Výsledek segmentace včetně zájmové oblasti

6 Testování robustnosti

Pro otestování robustnosti segmentační metody bylo nutné aplikovat na data šumové generátory. Na zašumění dat byl využit Ricianův šum a šum Salt&Pepper. Ricianův šum byl zvolen jelikož je typický pro magnetickou rezonanci. Šum Salt&Pepper byl zvolen z důvodu dalšího otestování robustnosti metody a porovnání výsledků.

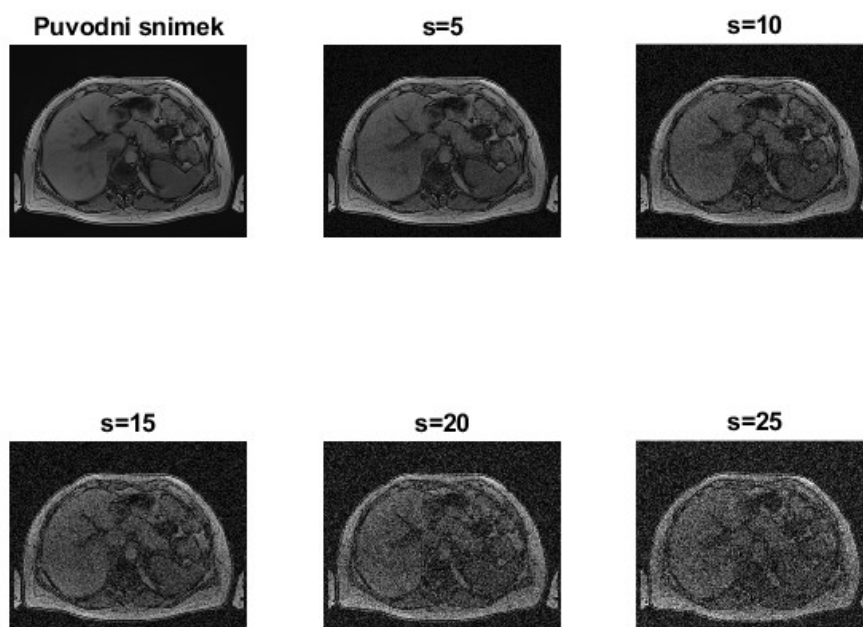
6.1 Ricianův šum

Ricianův šum též Ricianova distribuce, je rozložení pravděpodobnosti podobné Gaussovu rozložení. Rozdíl je v posunutí křivky směrem vlevo (obr. 27).



Obr. 27: Ricianovo a Gaussovo rozložení

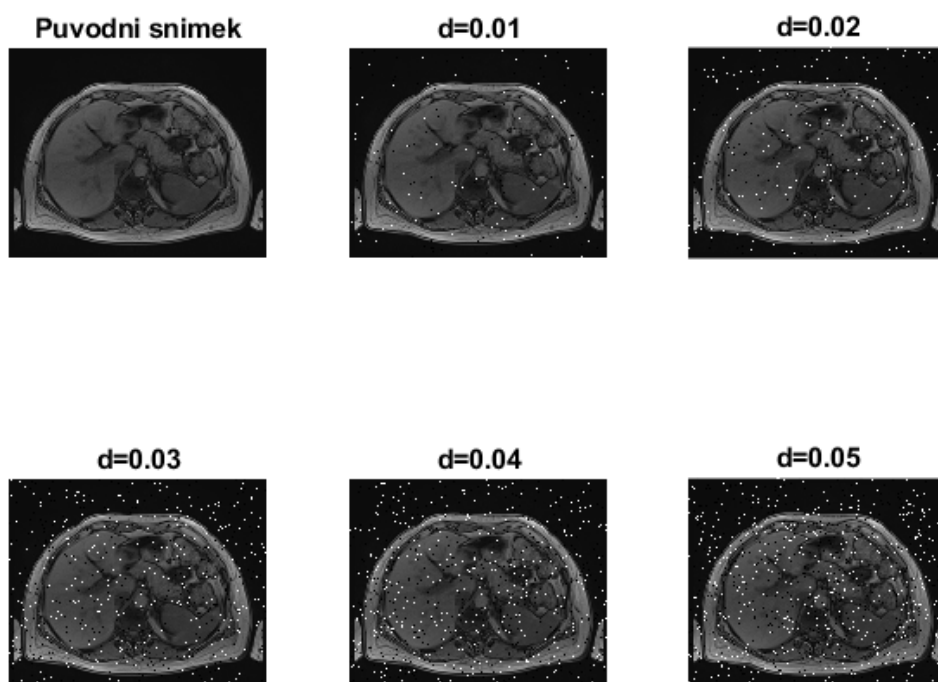
U Ricianova šumu byla měněná úroveň šumu s od 5 do 25. Tato úroveň šumu měnila pravděpodobnost rozložení Ricianové distribuce. Ukázka degradace obrazu je na obr. 28.



Obr. 28: Ukázka degradace obrazu pomocí Ricianova šumu

6.2 Salt&Pepper šum

Salt&Pepper také česky nazývaný sůl a pepř, jelikož do obrazu náhodně generuje bílé a černé pixely. Definovaný je hustotou d . V této práci byl aplikován s hustotami od $d=0,01$ až $d=0,05$. Ukázka zašuměných dat je na *obr. 29*.



Obr. 29: Ukázka zašuměných dat pomocí šumu Salt&Pepper

7 Evaluace výsledků

Pro objektivní hodnocení kvality segmentační metody existuje mnoho možností. V této práci jsou využity hodnotící parametry, které prokazují kvalitu segmentační metody. Jedná se o střední kvadratickou chybu *zkr. MSE*, korelaci a dále jsem provedla extrakci příznaku a vizuální hodnocení metody.

Po provedení segmentační procedury a otestování robustnosti metody na zašuměných datech, jsem uskutečnila objektivní evaluaci výsledků. V této kapitole se nachází vybrané tabulky s výsledky segmentační metody, včetně grafů. Úplné výsledky jsou v přílohách této práce.

Obecně se v hlavičkách tabulek nachází název šumu a parametr šumu. U Ricianova šumu byla měněna úroveň šumu s a u šumu Salt&Pepper byla měněna hustota d . V levé části tabulek se nachází identifikační čísla pacientů (*zkr. ID*). V obsahu tabulek se nalézají hodnoty popisující zkoumané parametry v závislosti na typu a parametru šumu. U každého pacienta byly vyhodnocovány 2 řezy, výsledky zde v práci uvádějí tedy vždy průměr dvou řezu. Celkové výsledky jsou v přílohách této práce.

7.1 Extrakce příznaků

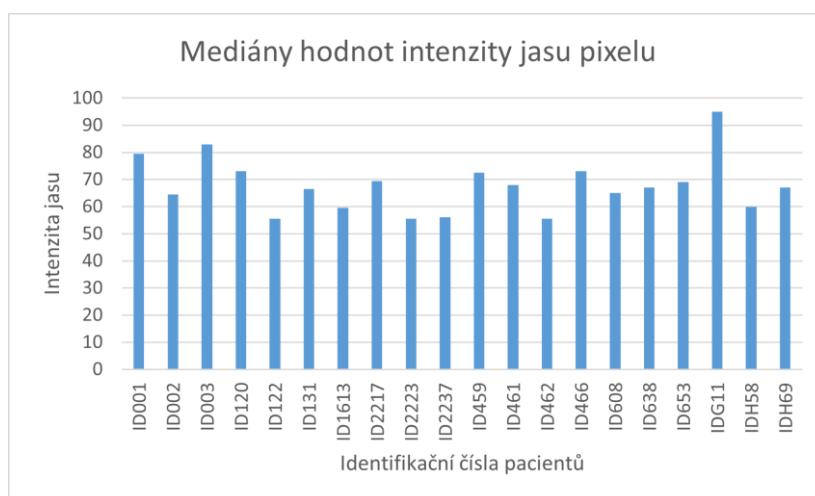
V rámci extrakce příznaku jsem zvolila porovnání jasové intenzity a délky pankreatu. V první řadě jsem zhodnotila výsledky samotné segmentace, při níž jsem zkoumala hodnoty jasu pixelu ze segmentovaného pankreatu. Dále směrodatnou odchylku těchto jasových hodnot a jejich rozptyl (*tab. 3*).

Tab. 3: Hodnoty jasové intenzity pixelu u nezašuměných dat

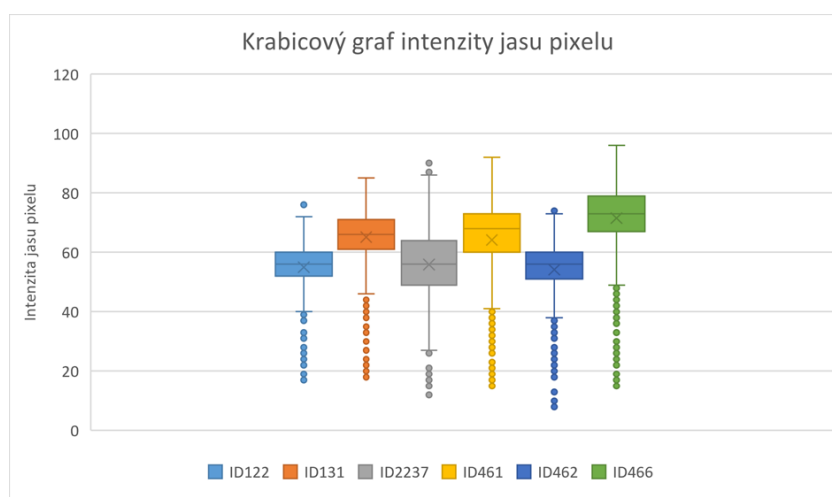
Identifikační čísla pacientů	Medián	Rozptyl	Směrodatná odchylka
ID001	80	74,03	8,60
ID002	65	47,17	6,86
ID003	83	181,41	13,47
ID120	73	66,65	8,16
ID122	56	29,29	5,41
ID131	67	69,43	8,33
ID1613	60	37,38	6,07
ID2217	70	18,98	4,34
ID2223	56	26,96	5,19
ID2237	56	37,89	6,16
ID459	73	96,24	9,80
ID461	68	58,43	7,64
ID462	56	29,25	5,41
ID466	73	103,81	10,19
ID608	65	81,97	9,05
ID638	67	74,18	8,61
ID653	69	73,80	8,43
IDG11	95	120,52	10,98
IDH58	60	46,23	6,80
IDH69	67	95,44	9,77

Názorně jsou výsledky z *tab. 3* ukázány na *obr. 30*. Jedná se o sloupcový graf, jednotlivých mediánových jasových intenzit hodnot segmentovaných pankreatů pro individuální subjekty. Hodnoty mediánu se nacházejí v intervalu od 56 do 95. Na *obr. 31* je krabicový graf pro ukázkovou skupinu šesti

pacientu. Mediány i průměry hodnot se nacházejí v úzkém intervalu. Odlehlé pozorování, které lze vidět na tomto obrázku lze přiřadit relevantním klinickým příznakům jako je např. vyšší lokální ztukovatění v pankreatu, výskyt cév či obrazového artefaktu.



Obr. 30: Mediány intenzity jasu pixelu ze segmentovaného pankreatu



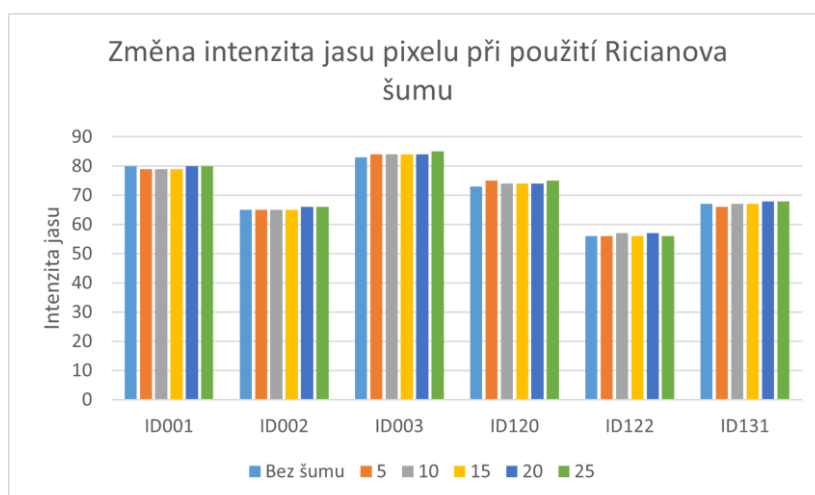
Obr. 31: Krabicový graf intenzity jasu pixelu pro vybranou skupinu pacientů

Dále jsem hodnotila změnu jasové intenzity při využití jednotlivých šumu a jejich úrovní či hustoty, tyto hodnoty (mediány) jsou v tab. 4.

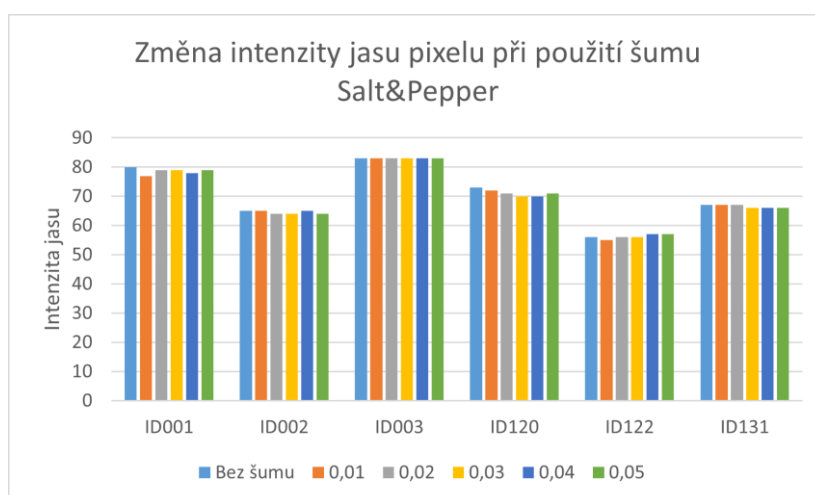
Tab. 4: Mediánové hodnoty jasové intenzity pixelu ze segmentovaného obrazu

	Bez šumu	Šum Salt&Pepper					Ricianův šum				
	-	d=0,01	d=0,02	d=0,03	d=0,04	d=0,05	s=5	s=10	s=15	s=20	s=25
ID001	80	77	79	79	78	79	79	79	79	80	80
ID002	65	65	64	64	65	64	65	65	65	66	66
ID003	83	83	83	83	83	83	84	84	84	84	85
ID120	73	72	71	70	70	71	75	74	74	74	75
ID122	56	55	56	56	57	57	56	57	56	57	56
ID131	67	67	67	66	66	66	66	67	67	68	68
ID1613	60	58	59	59	59	58	60	61	61	59	62
ID2217	70	69	67	66	69	67	69	70	71	70	70
ID2223	56	57	58	57	57	56	56	59	58	59	59
ID2237	56	55	58	58	59	61	57	59	61	61	61
ID459	73	73	74	73	73	74	75	75	78	77	79
ID461	68	69	69	68	68	70	69	69	69	68	70
ID462	56	56	57	56	57	57	56	57	57	57	57
ID466	73	73	73	72	73	73	73	73	74	74	74
ID608	65	66	65	65	65	65	65	65	65	66	67
ID638	67	67	66	67	67	67	68	68	68	69	68
ID653	69	69	69	68	69	68	69	70	69	72	72
IDG11	95	94	94	94	95	94	95	95	94	97	97
IDH58	60	61	60	62	61	62	58	61	62	62	61
IDH69	67	68	67	68	66	68	68	68	67	70	69

Na následujících obr. 32 a 33, jsou grafy změny jasové intenzity pixelu při využití příslušných šumu. Grafy jsou zpracovány jen pro ukázkovou skupinu šesti pacientů. Z grafů lze vyčíst, že mediány hodnot intenzity jasu pixelu se nijak výrazně nezměnili. U Ricianova šumu lze pozorovat velmi malý rozdíl mezi intenzitou jasu nezašuměných obrazu a obrazu se šumem, např. ID001 má odchylku ± 1 . Taktéž tomu je i u šumu Salt&Pepper, kde dokonce u pacienta s ID003 se hodnota intenzity jasu nezměnila. Tento fakt dokazuje efektivitu použité segmentační procedury.



Obr. 32: Graf změny intenzity pixelu pro Ricianův šum

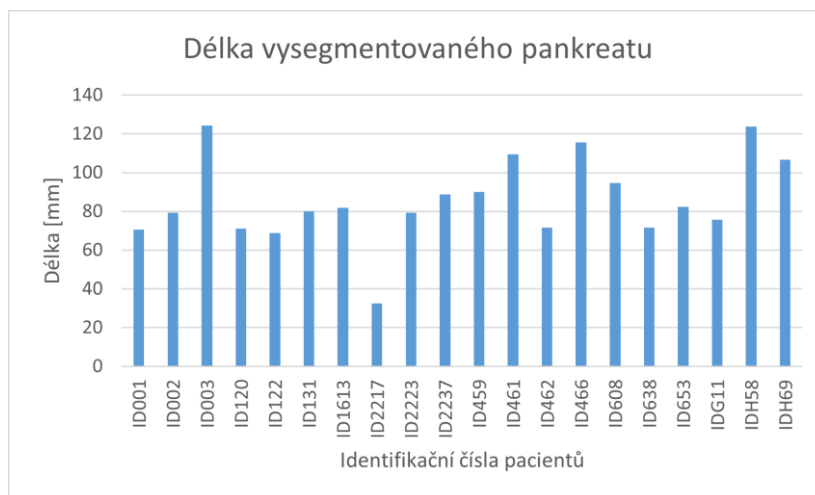


Obr. 33: Graf změny intenzity pixelu pro šum Salt&Pepper

Dále jsem posuzovala změnu délky pankreatu. Fyziologický pankreat má rozměry 12-16 cm, této délky však není možno dosáhnout, jak lze vidět na obr. 34. Pankreat se totiž na obrazech MR rozkládá až přes 5 řezu, jelikož šířka jednoho MR obrazu je 3 mm a šířka pankreatu je okolo 2 cm. Průměrná délka pankreatu na zkoumaných snímcích, kde byl pankreat nejvíce viditelný, je 8,6 cm. Jednotlivé délky pankreatu pro každého pacienta bez zašumění jsou zaznamenány v tab. 5.

Tab. 5: Velikost pankreatu bez zašumění

Identifikační čísla pacientů	Velikost bez šumu [mm]
ID001	70,47
ID002	79,35
ID003	124,36
ID120	71,06
ID122	68,69
ID131	79,95
ID1613	81,72
ID2217	32,57
ID2223	79,35
ID2237	88,83
ID459	90,01
ID461	109,55
ID462	71,65
ID466	115,48
ID608	94,75
ID638	71,65
ID653	82,31
IDG11	75,80
IDH58	123,77
IDH69	106,59
Průměr	85,90



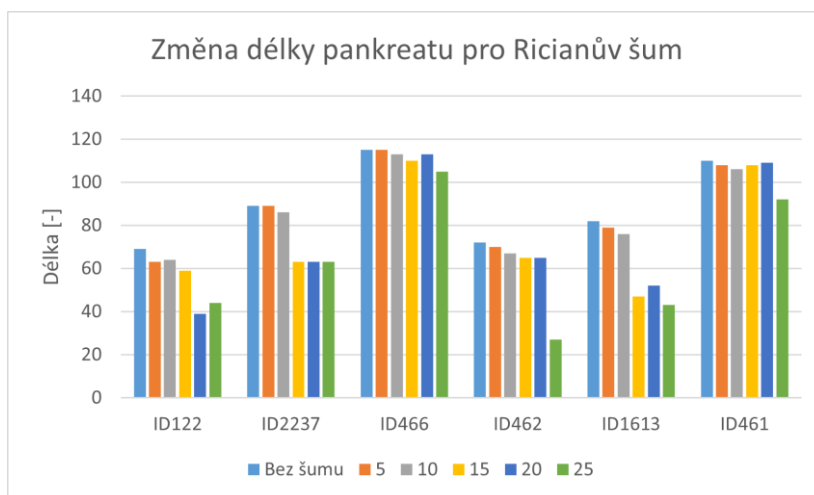
Obr. 34: Délka vysegmentovaného pankreatu bez zašumění

Na obr. 34 jsou vyobrazena data z tab. 5. Je zde názorně ukázáno, že velikost pankreatu je doopravdy různorodá. Nejmenší velikost je 32,57 mm, naopak největší je 124,36 mm. Velikost se bude lišit zejména kvůli tomu, že jsem neměřila jednu část pankreatu např. ocas, ale volila jsem dle toho co bylo na snímku viditelné. Například u pacienta 2217 byla automaticky naměřena nejmenší velikost pankreatu, kvůli vysoké anatomické variabilitě uložení pankreatu. Jedná se tedy jen o část pankreatu, v tomto případě o tělo. Zatímco u pacienta 003 se podařilo na jednom řezu zachytit celé tělo a ocas pankreatu. Hodnoty změna délky pankreatu na zašuměných datech jsou zaznamenány v tab. 6. Z důvodu přehlednosti práce jsou tyto data zaokrouhlena.

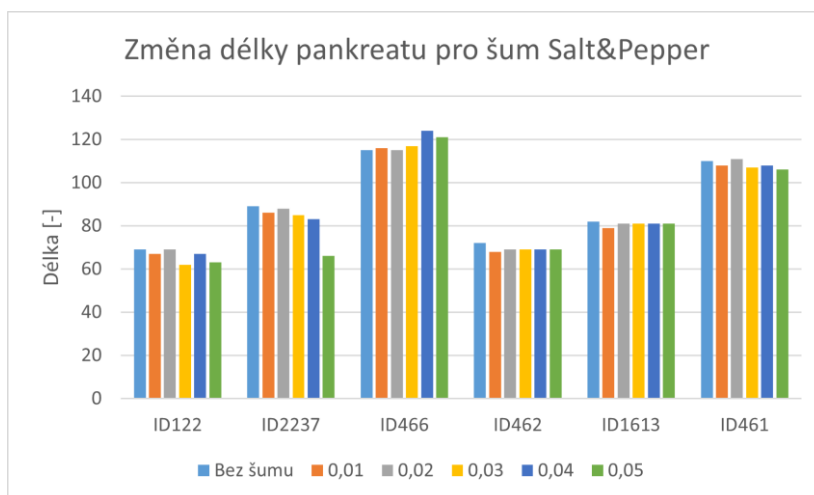
Tab. 6: Změna velikost pankreatu na zašuměných datech

	Bez šumu	Šum Salt&Pepper					Ricianův šum				
	-	d=0,01	d=0,02	d=0,03	d=0,04	d=0,05	s=5	s=10	s=15	s=20	s=25
ID001	70	74	72	72	73	73	72	70	73	73	72
ID002	79	75	79	79	81	78	78	79	74	76	70
ID003	124	123	115	116	125	123	114	119	110	118	110
ID120	71	68	71	73	69	67	69	72	72	69	70
ID122	69	67	69	62	67	63	63	64	59	39	44
ID131	80	82	81	81	82	82	82	83	81	81	81
ID1613	82	79	81	81	81	81	79	76	47	52	43
ID2217	33	33	32	31	33	36	31	28	28	31	21
ID2223	79	50	56	57	57	59	72	56	65	34	35
ID2237	89	86	88	85	83	66	89	86	63	63	63
ID459	90	92	89	89	91	81	85	85	68	81	77
ID461	110	108	111	107	108	106	108	106	108	109	92
ID462	72	68	69	69	69	69	70	67	65	65	27
ID466	115	116	115	117	124	121	115	113	110	113	105
ID608	95	92	95	94	93	95	95	92	94	85	93
ID638	72	76	77	70	75	73	70	73	70	56	51
ID653	82	81	82	86	85	86	85	86	61	79	81
IDG11	76	75	73	72	74	75	67	73	82	82	72
IDH58	124	126	123	121	123	116	115	101	107	70	72
IDH69	107	108	107	108	102	102	107	107	109	97	115

Na *obr. 35 a 36* lze vidět změnu délky pankreatu po použití jednotlivých šumu a jejich úrovní či hustoty. Grafy jsou zpracovány pro ukázkovou skupinu šesti pacientů. Při využití Ricianova šumu lze říci, že se délka pankreatu zmenšila. Zmenšování či zkracování není nijak konstantní, závisí na každém snímku zvlášť. Naopak u šumu Salt&Pepper sice dochází u určitých případech k zmenšování délky pankreatu např. ID2237, avšak ve většině případů zůstává délka velice podobná. Lze tedy poznamenat, že Ricianův šum více degradoval obraz než šum Salt&Pepper.



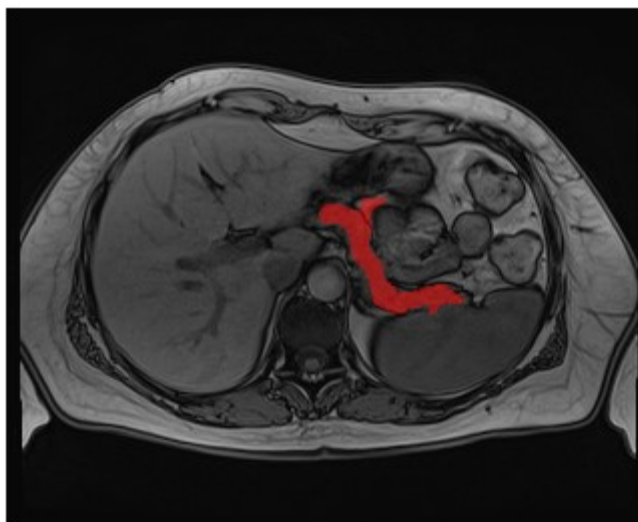
Obr. 35: Změna délky pankreatu po použití Ricianova šumu



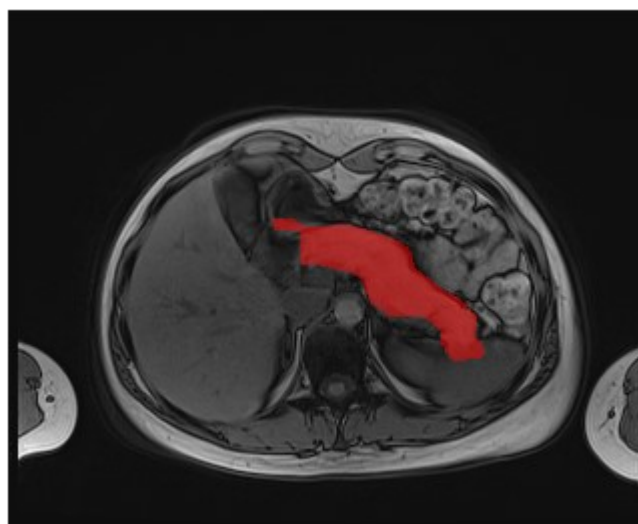
Obr. 36: Změna délky pankreatu po použití šumu Salt&Pepper

7.1.1 Vizualní hodnocení

Vizuální hodnocení metody segmentace proběhlo na výsledných snímcích metody. Jedná se o proložení výstupního segmentačního modelu (označen červeně) s původním snímkem. Na snímcích *obr. 37 a 38*, lze vidět chybu metody, která se projevila nadsegmentováním pankreatu. Přesněji na *obr. 37* není vysegmentován jen pankreat, ale i část viscerálního tuku. Na *obr. 38* je naopak do masky vysegmentovaného pankreatu přibrána jiná struktura.

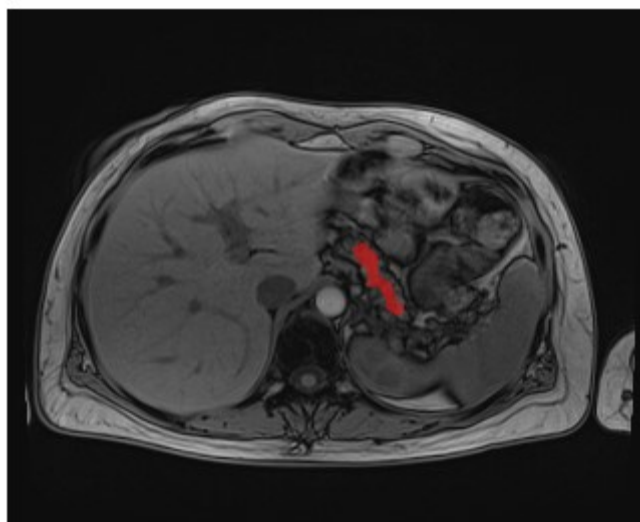


Obr. 37: Ukázka nadsegmentování pankreatu (ID1613)

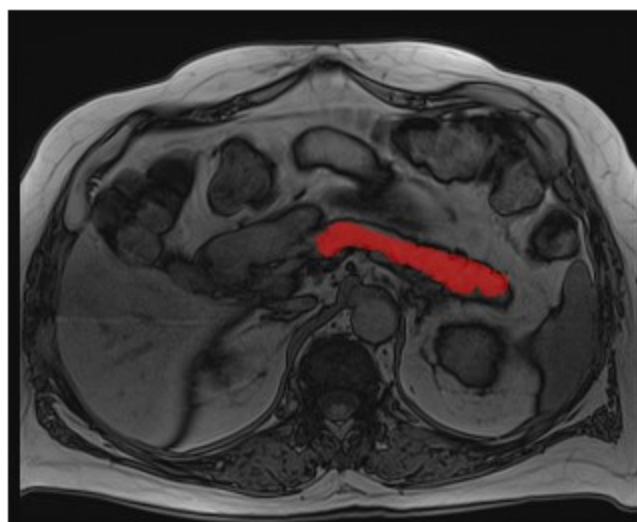


Obr. 38: Ukázka nadsegmentování pankreatu (ID003)

Na *obr. 39* a *40* lze naopak vidět druhou limitaci segmentační metody, jedná se o podsegmentování pankreatu. Na *obr. 39* maska vysegmentovaného pankreatu označuje pouze střed pankreatu. Masky nedorůstá do okrajů pankreatu. Na *obr. 40* je méně výrazná chyba segmentační metody, taktéž však nejsou do segmentační masky zahrnuty i okraje pankreatu.



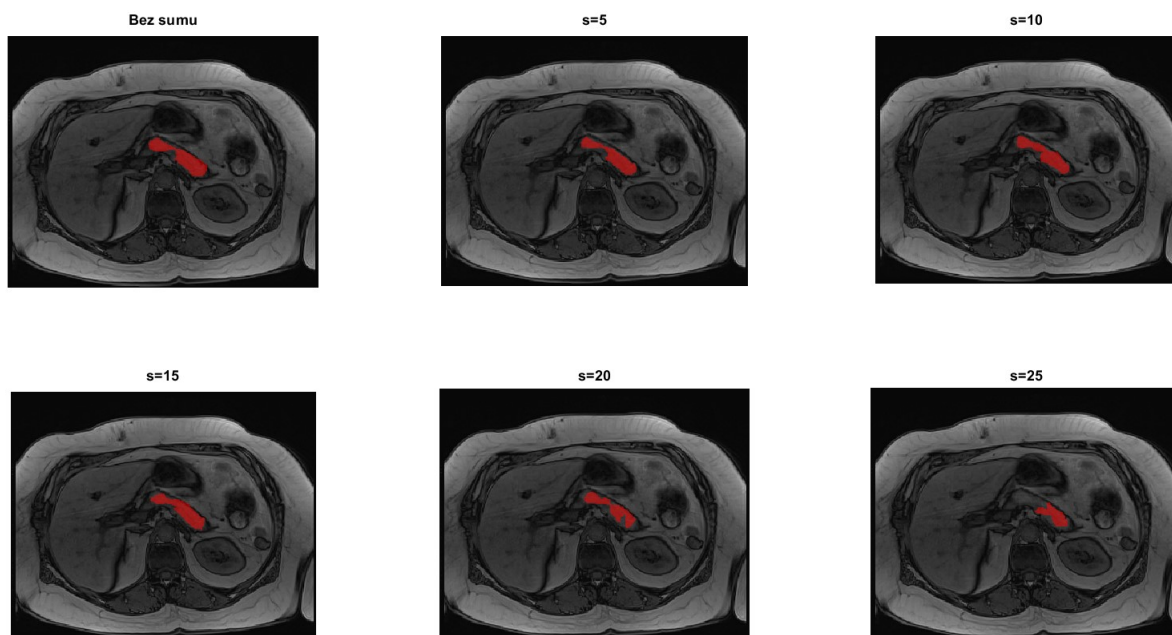
Obr. 39: Ukázka podsegmentování pankreatu (ID2217)



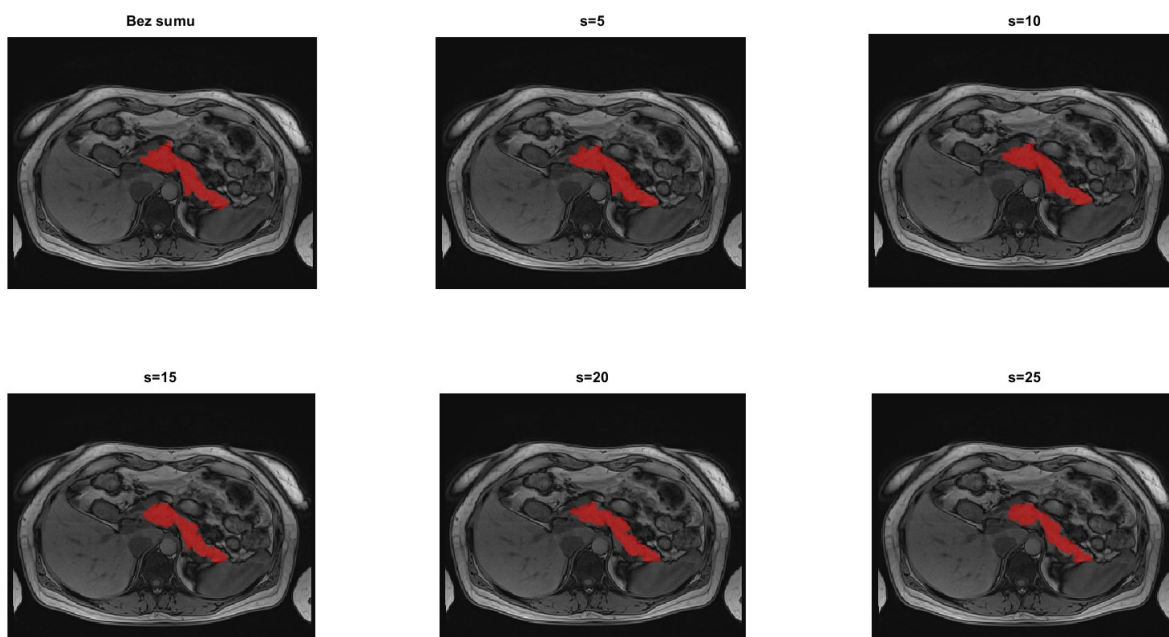
Obr. 40: Ukázka podsegmentování pankreatu (ID461)

V rámci vizuálního hodnocení metody není možno ukázat dokonale vysegmentovaný snímek z důvodu limitace metody. Metoda totiž sama o sobě není dokonalá a tudíž, žádný snímek nevyšel bez sebemenší chyby.

Vizuální hodnocení metody jsem provedla i na zašuměných snímcích. Zde jsem hodnotila změny segmentovaného pankreatu vzhledem k příslušnému šumu a úrovni či hustotě šumu. Na ukázce se jedná o snímky s proložení výstupního segmentačního modelu (označen červeně) na původních snímcích. Na *obr. 41* a *42* je vizuální ukázka změny segmentace pankreatu při použití Ricianova šumu. Na obou obrázcích lze vidět, že segmentační maska se zmenšovala se zvyšující se úrovní šumu. Na *obr. 41* je vidět výrazná degradace segmentačního modelu, kdy na poslední úrovni šumu je tento model přibližně poloviční oproti výsledky segmentace bez zašumění. Na *obr. 42* jde také vidět degradace segmentační masky, není však již tak výrazná.

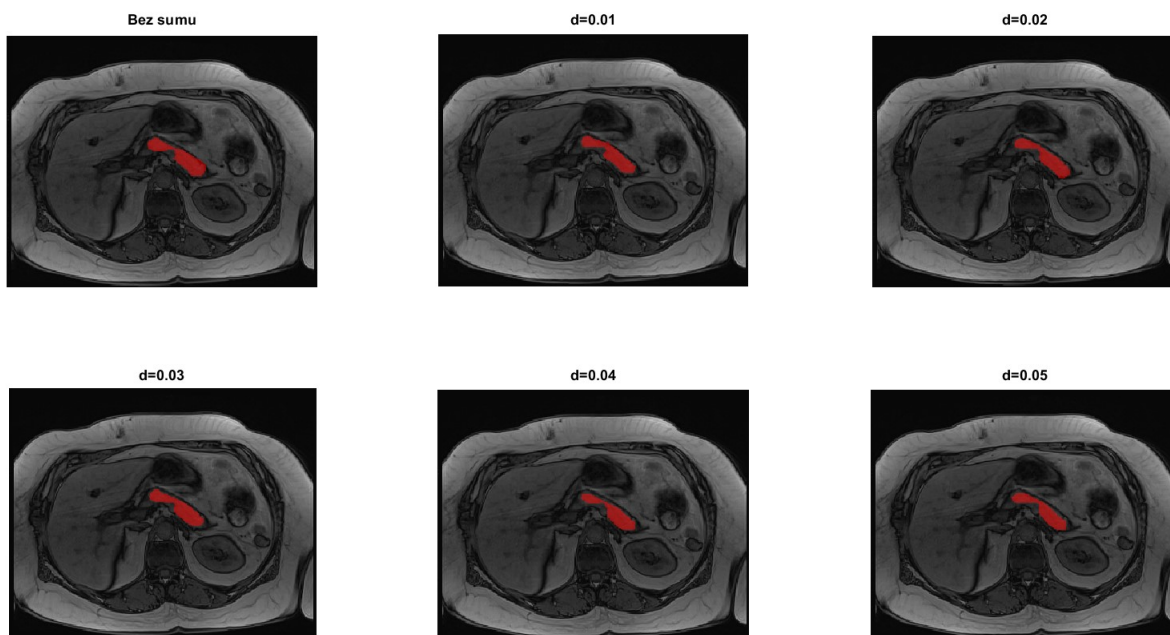


Obr. 41: Vizuální ukázka výsledku segmentace při použití Ricianova šumu (ID462)

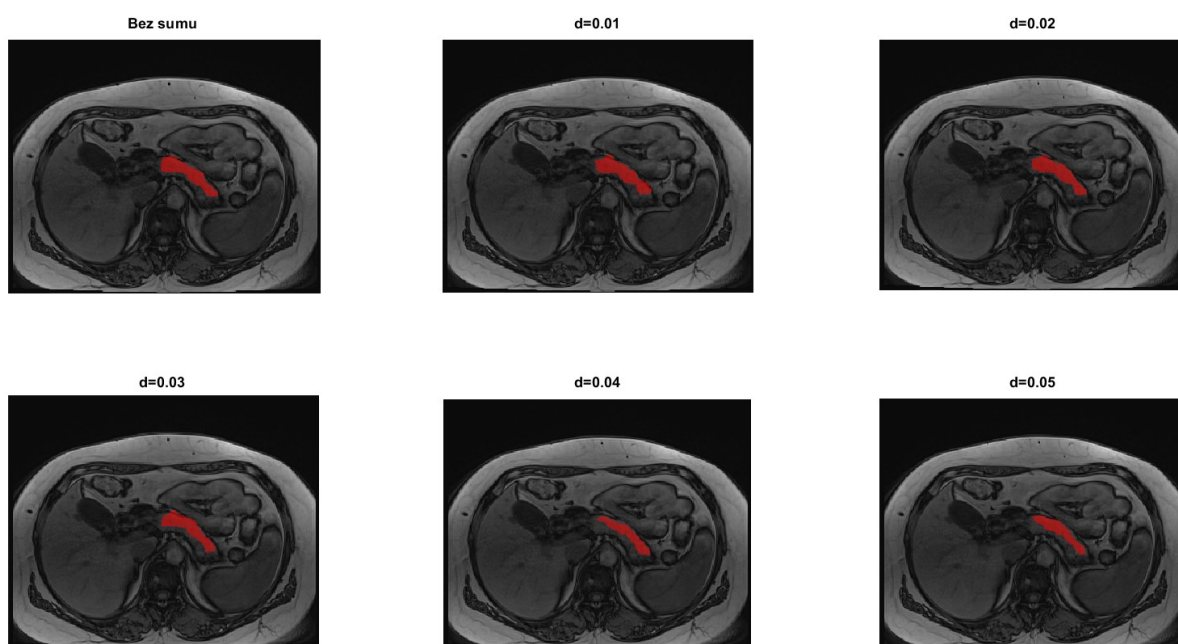


Obr. 42: Vizuální ukázka výsledku segmentace při použití Ricianova šumu (ID466)

Na *obr. 43* a *44* je ukázka také změny segmentovaného pankreatu po použití šumu Salt&Pepper. Jak už bylo výše napsáno, šum Salt&Pepper méně degradoval obraz a metoda je vůči němu odolnější. Tudíž u většiny pacientů nedochází k výrazným změnám ve velikosti pankreatu. Tento fakt dokazuje vizuální ukázka na *obr. 43*, kde velikost pankreatu zůstává podobná. Na *obr. 44* lze vidět zřejmější postupnou degradaci obrazu.



Obr. 43: Vizuální ukázka výsledků segmentace při použití šumu Salt&Pepper (ID462)



Obr. 44: Vizuální ukázka výsledků segmentace při použití šumu Salt&Pepper (ID122)

7.2 MSE

MSE neboli střední kvadratická chyba (*ang. mean squared error*) je nejpoužívanější a nejjednodušší hodnoticí parametr kvality segmentační metody. Při výpočtu jsou porovnány obrazy z výsledné segmentace bez jakéhokoliv zašumění a s výsledkem segmentace obrazu při použití šumu s určitou úrovní či hustotou šumu. Při výpočtu platí, že čím vyšší je MSE, tím je segmentace obrazu méně kvalitnější. Výsledky MSE při využití Ricianova šumu jsou uvedeny v *tab. 7* a pro šum Salt&Pepper jsou uvedeny v *tab. 8*.

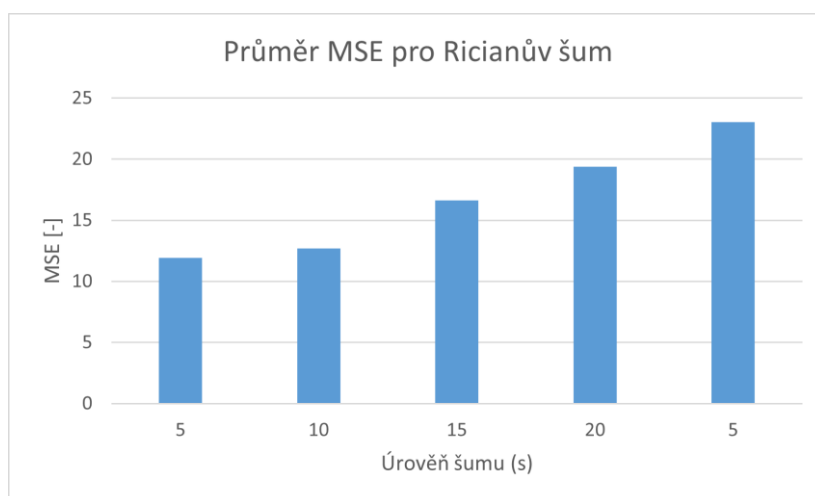
Tab. 7: Výsledky MSE při použití Ricianova šumu

MSE pro šum Ricianův					
	s=5	s=10	s=15	s=20	s=25
ID001	10,20	10,52	12,56	14,76	14,38
ID002	6,19	7,50	8,81	10,72	11,09
ID003	14,63	15,12	18,14	20,22	22,01
ID120	15,21	12,92	16,20	15,42	16,29
ID122	10,01	11,14	11,08	16,90	17,06
ID131	8,89	13,62	7,67	12,97	14,51
ID1613	10,98	14,09	20,76	25,48	35,95
ID2217	5,75	7,04	6,76	5,37	9,35
ID2223	6,67	12,38	9,98	19,89	20,62
ID2237	7,50	8,07	17,16	15,64	16,54
ID459	13,91	12,79	26,78	21,28	32,26
ID461	10,43	13,00	13,93	13,74	18,90
ID462	4,20	5,77	7,04	10,38	21,47
ID466	13,88	11,94	14,61	18,82	20,27
ID608	14,01	13,18	13,19	20,59	23,47
ID638	14,22	13,83	24,00	38,74	40,07
ID653	11,87	14,99	31,26	18,28	26,76
IDG11	20,48	22,80	27,33	34,58	42,40
IDH58	22,16	16,72	15,94	27,40	29,29
IDH69	17,49	16,73	29,08	26,76	28,06
Průměr	11,93	12,71	16,61	19,40	23,04

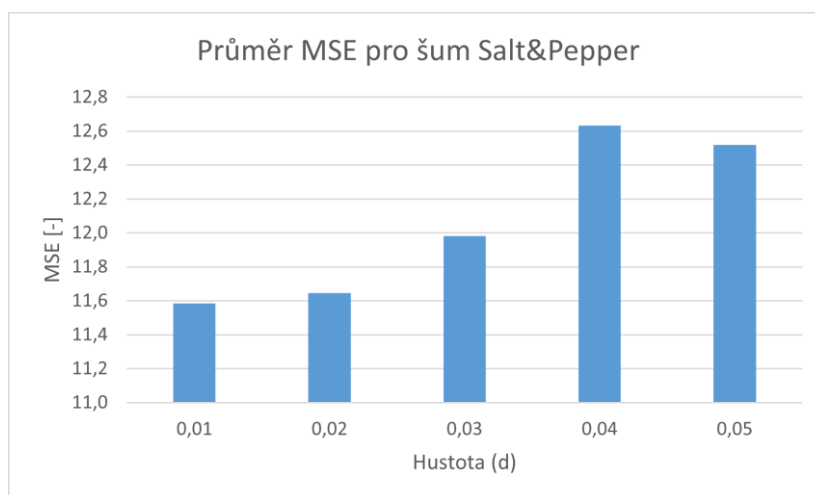
Tab. 8: Výsledky MSE při použití šumu Salt&Pepper

MSE pro šum Salt&Pepper					
	d=0,01	d=0,02	d=0,03	d=0,04	d=0,05
ID001	9,27	8,75	13,07	8,33	11,00
ID002	7,52	7,63	7,90	6,69	8,24
ID003	15,35	16,83	15,80	14,06	14,08
ID120	14,81	20,20	18,39	17,58	18,13
ID122	5,49	5,20	8,50	8,05	8,29
ID131	9,14	9,70	9,07	10,41	9,23
ID1613	16,51	10,21	10,29	11,85	12,42
ID2217	3,85	5,92	6,53	3,71	7,17
ID2223	13,84	11,61	11,18	11,11	11,53
ID2237	6,85	9,64	9,07	11,20	15,10
ID459	10,96	9,40	10,01	11,54	14,88
ID461	11,39	7,55	9,04	9,56	9,78
ID462	5,23	5,01	4,21	6,07	6,16
ID466	12,28	12,77	13,19	15,83	12,63
ID608	13,23	13,43	12,28	24,54	11,92
ID638	10,17	16,90	15,26	16,62	13,69
ID653	13,28	10,94	9,01	10,10	12,76
IDG11	25,07	25,08	25,91	19,36	23,02
IDH58	10,35	11,73	9,80	13,88	14,28
IDH69	17,07	14,43	21,07	22,14	16,03
Průměr	11,58	11,65	11,98	12,63	12,52

Průměr MSE při využití Ricianova šumu ukazuje nárůst střední kvadratické chyby a to skoro dvojnásobně při porovnání nejnižší ($s=5$) úrovně zašumění s nejvyšší ($s=25$) úrovní zašumění. Oproti tomu šum Salt&Pepper vykazuje změnu střední kvadratické chyby velice mírně. Když porovnáme první hustotu zašumění a poslední hustotu zašumění, tak jako u Ricianova šumu, lze vidět nárůst MSE pouze o 0,94. Tyto výsledky dokazují větší degradaci obrazu u Ricianova šumu než šumu Salt&Pepper. Průměry MSE u obou šumu jsou ukázaný na *obr.33* a *obr.34*.



Obr. 45: Průměr MSE pro Ricianův šum



Obr. 46: Průměr MSE pro šum Salt&Pepper

7.3 Korelace

Korelace obecně popisuje vzájemný vztah mezi dvěma snímky. V této práci jsem při vyhodnocování porovnávala dva snímky. První byl výsledek segmentace bez jakéhokoliv zašumění. Druhý byl vysegmentovaný snímek se šumem. Pokud jsou výsledky segmentace identické korelace bude mít hodnotu 1. Čím více se výsledky segmentace budou od sebe lišit, tím bude nižší číslo korelace. Výsledky jsou ukázané v tab. 9 pro Ricianův šum a v tab. 10 pro šum Salt&Pepper.

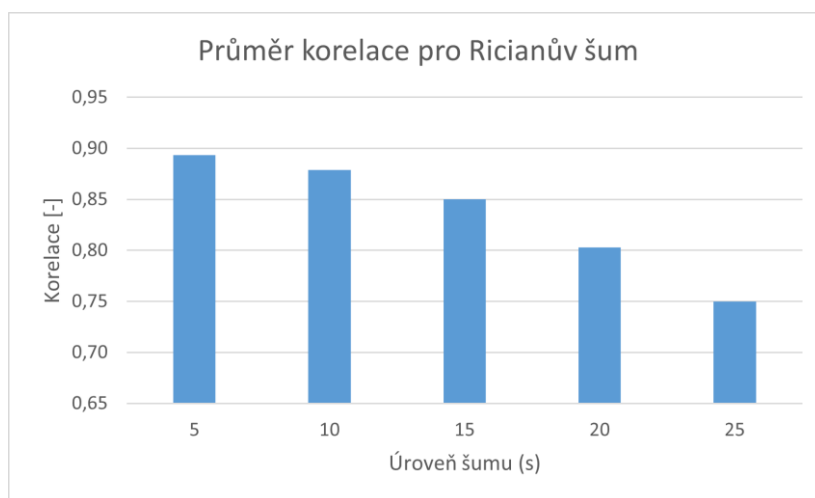
Tab. 9: Výsledky korelace Ricianova šumu

Korelace pro Ricianův šum					
	s=5	s=10	s=15	s=20	s=25
ID001	0,93	0,93	0,92	0,90	0,90
ID002	0,90	0,88	0,98	0,82	0,86
ID003	0,96	0,96	0,95	0,94	0,94
ID120	0,88	0,90	0,87	0,88	0,87
ID122	0,82	0,79	0,79	0,66	0,65
ID131	0,94	0,90	0,95	0,90	0,89
ID1613	0,85	0,79	0,58	0,58	0,32
ID2217	0,84	0,80	0,80	0,85	0,69
ID2223	0,87	0,74	0,79	0,52	0,49
ID2237	0,90	0,89	0,74	0,77	0,75
ID459	0,93	0,93	0,85	0,88	0,82
ID461	0,91	0,89	0,87	0,88	0,82
ID462	0,93	0,90	0,87	0,81	0,50
ID466	0,93	0,94	0,93	0,91	0,90
ID608	0,92	0,92	0,92	0,87	0,85
ID638	0,90	0,90	0,83	0,69	0,66
ID653	0,93	0,89	0,80	0,87	0,80
IDG11	0,91	0,91	0,89	0,85	0,81
IDH58	0,72	0,80	0,82	0,62	0,61
IDH69	0,91	0,91	0,85	0,85	0,85
Průměr	0,89	0,88	0,85	0,80	0,75

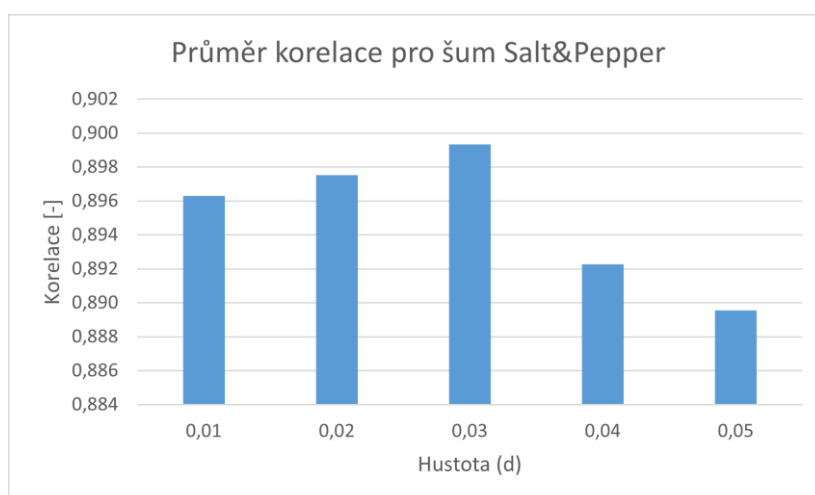
Tab. 10: Výsledky korelace pro šum Salt&Pepper

Korelace pro šum Salt&Pepper					
	d=0,01	d=0,02	d=0,03	d=0,04	d=0,05
ID001	0,94	0,94	0,91	0,95	0,93
ID002	0,83	0,85	0,94	0,94	0,94
ID003	0,96	0,95	0,96	0,96	0,96
ID120	0,89	0,85	0,87	0,87	0,87
ID122	0,91	0,91	0,85	0,85	0,85
ID131	0,93	0,93	0,94	0,93	0,94
ID1613	0,80	0,85	0,86	0,85	0,85
ID2217	0,90	0,85	0,84	0,90	0,84
ID2223	0,70	0,76	0,77	0,77	0,76
ID2237	0,91	0,87	0,88	0,84	0,78
ID459	0,94	0,95	0,95	0,94	0,92
ID461	0,90	0,93	0,92	0,92	0,91
ID462	0,91	0,91	0,93	0,89	0,89
ID466	0,94	0,94	0,94	0,92	0,94
ID608	0,92	0,92	0,93	0,84	0,93
ID638	0,93	0,89	0,90	0,89	0,91
ID653	0,91	0,93	0,94	0,93	0,92
IDG11	0,90	0,90	0,90	0,92	0,91
IDH58	0,89	0,88	0,89	0,84	0,84
IDH69	0,91	0,93	0,89	0,88	0,91
Průměr	0,90	0,90	0,90	0,89	0,89

Výsledky korelace pro Ricianův šum z tab. 5 úměrně klesají tudíž, dokazují degradaci obrazu i zhoršení výsledku segmentační metody. Jak je ukázáno i na obr. 47. U šumu Salt&Pepper výsledky korelace zůstávají velice podobné. Při porovnání první hustoty šumu ($d=0,01$) a poslední hustoty šumu ($d=0,05$) lze pozorovat změnu korelace jen o 0,01. Graf, který je na obr. 48, ukazuje výsledky korelace při šumu Salt&Pepper. Na tomto obrázku jde vidět mírný nárůst korelace, v jednotkách tisícín (0,003), od hustoty 0,01 do hustoty 0,03. Tento nárůst může být způsoben jak samotným šumem, tak i faktem, kdy maska segmentace při použití šumu Salt&Pepper vizuálně rostla.



Obr. 47: Graf průměrné korelace pro Ricianův šum



Obr. 48: Graf průměrné korelace pro šum Salt&Pepper

7.4 Shrnutí

V této kapitole jsem se věnovala evaluaci výsledku ze segmentace obrazu. Metoda Soft-Thresholding měla dobré výsledky, s menší limitací. A to buď, že maska segmentace nepokryla celý pankreat, nebo naopak přerostla v jinou tkáň (játra, viscerální tuk). Výsledky metody lze vidět na obr. 32 a 33. Tyto grafy ukazují změnu intenzity jasu vysegmentovaného pankreatu při umělém zašumění obrazu. Hodnoty intenzity jasu se nijak výrazně nezměnili, např. u pacienta s ID003 při použití šumu Salt&Pepper se hodnota absolutně nezměnila.

Při hodnocení robustnosti algoritmu, kvůli otestování podmínek, které mohou nastat vlivem nekvalitní akvizice dat, lze pozorovat ovlivnění extrahovaných příznaků. U Ricianova šumu docházelo k nárustu MSE ($\pm 11,11$). Tento trend lze sledovat i podle objektivní metriky korelace, kdy naopak hodnota korelace klesla ($\pm 0,14$). Ricianův šum ovlivnil i délku pankreatu. Po použití tohoto šumu docházelo kde zkracování délky a celkově ke zmenšování segmentační masky, jak je ukázáno v podkapitole 7.1.1. Nejvýraznějších změn bylo dosaženo u pacient ID462 a ID2237.

Při použití šumu Salt&Pepper nebyly zaznamenány tak velké změny jako v případě Ricianova šumu. MSE se sice zvětšovala, ale jen o 0,94. U korelace při použití prvních 3 hustot došlo k nárustu ($\pm 0,009$), následně pak hodnota klesla. Šum Salt&Pepper nijak výrazně ani neovlivnil změnu délky pankreatu. Byli sice pacienti u kterých se délka pankreatu zmenšila např. ID2237 a ID122, ale u většiny se však pohybovala s minimální odchylkou od nezašuměných dat, což dokazuje obr. 36 a přesněji např. pacient s ID462. Jeho vizuální ukázka je i v podkapitole 7.1.1. Z těchto výsledků lze také usuzovat, že větší degradaci obrazu způsobil Ricianův šum.

8 Závěr

V této bakalářské práci jsem se zabývala tvorbou testovací databáze na magnetické rezonanci a semiautomatickou metodou segmentace obrazu pro slinivku břišní.

V teoretické části jsem popsala základy anatomie, fyziologie, patofyziologie a patologie slinivky břišní (viz. kapitola 1). Dále jsem posílala základní princip fungování magnetické rezonance (viz. kapitola 2). Věnovala jsem se řešerši pro vhodnou sekvenci na skenování pankreatu (viz. kapitola 2.3) a také jsem vytvořila řešerši na segmentaci obrazu (viz. kapitola 3).

V první bodě mé praktické části jsem vytvořila testovací databázi (viz. kapitola 4), čítající data z vyšetření od 20 pacientu. Skenování pacientu proběhlo na magnetické rezonanci Magnetom Sempra 1,5T, Siemens. Pro akvizici dat byl použit standardní protokol, přičemž v rámci analýz byla použita sekvence T1-Vibe-Dixon. Pro segmentování jsem vybrala snímky v protifázi, z důvodu dobré viditelnosti pankreatu a jasných kontur. Za účelem kvalitní akvizice dat se musel brát ohled na správné poučení, polohování a umístění povrchové cívk.

V dalším kroku byla provedena analýza dat a implementace segmentační procedury na principu měkkého prahování viz kapitola 5. Jedná se o segmentační metodu s názvem Soft-Thresholding. Pro segmentování bylo využito softwarové prostředí Matlab. Ve zkratce data byla načtena, předzpracována pomocí bilaterálního filtru, následně proběhla segmentace a musela být vytvořena zájmová oblast. Samotná segmentační procedura má dobré výsledky s menší limitací. Tyto limitace lze vidět např. v podkapitole 7.1.1., kde je ukázaná vizuální podoba výsledku segmentace. Toto může být předmětem dalšího výzkumu.

Pro otestování robustnosti metody jsem implementovala dva šumové generátory (viz. kapitola 6). Jeden byl Ricianův šum, druhý se nazývá šum Sůl a pepř. Data jsem zašumovala dynamicky, u každého šumu jsem použila celkem 5 levelů šumu. U Ricianova šumu se měnila úroveň šumu, a u soli a pepře se měnila hustota zašumění. Výsledky segmentace při zašuměných datech ukazují taktéž dobré výsledky. Ricianův šum jednoznačně více degradoval obraz a tím ti zhoršil kvalitu segmentace. Jasně to dokazují výsledky např. z MSE kdy u Ricianova šumu narostla skoro dvojnásobně ($\pm 11,11$) v prování nejnižší a nejvyšší úrovně zašumění. Šum Sůl a pepř také data degradoval, ne však tak výrazně ($\pm 0,94$). Dá se tedy poznamenat, že Soft-Thresholding metoda je více náchylná na Ricianův šum než na šum Salt&Pepper.

V rámci extrakce příznaku (viz. kapitola 7) jsem se věnovala jasovým intenzitám pixelu z extrahované pankreat a především velikosti pankreatu. Velikost segmentované pankreatu se až na malé odchylky shodovala s reálnou velikostí. Tyto malé odchylky jsou právě určitou limitací segmentační metody. Velikost pankreatu se však začala lišit při testování robustnosti metody na zašuměných datech. Tak jako u obecné degradace obrazu šum Salt&Pepper nijak zásadně velikost pankreatu neovlivnil, spíš hodnoty zůstávali podobné. U Ricianova šumu došlo k zmenšení délky pankreatu, u některý vzorku výrazně, až na polovinu původní délky. U některých pacientu klesla velikost jen mírně, změna tam však byla. Změnu velikosti pankreatu lze vidět v podkapitole 7.1.1, kde se nachází vizuální výsledky pro pacienta ID462 při použití obou šumu. Při použití Ricianova šumu velikost pankreatu klesla o 45 mm. Zatím co při použití šumu Salt&Pepper se velikost pankreatu zmenšila pouze o 3 mm.

Skrze tuto práci jsem ověřila vhodnou metodu segmentace obrazu pankreatu za pomoci Soft-Thresholdingové metody. Tato práce může do budoucna posloužit pro další výzkum, hlavně v oblasti zlepšení metody pro segmentaci pankreatu, ať už odstranění limitací či předělení metody ze semiautomatické na automatickou.

Seznam literatury

- [1] LOGNECKER, Daniel S. *Anatomy and Histology of the Pancreas* [online]. 2014 [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: doi:10.3998/panc.2014.3
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada Publishing, 2002. ISBN 80-247-0143-X.
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3
- [4] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2
- [5] Klinická fyziologie exokrinního pankreatu. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LF a FZV UP Olomouc* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: <http://pfyziolklin.upol.cz/?p=3930>
- [6] LAVRÍKOVÁ, Petra a Josef FONTANA. *Funkce buněk a lidského těla: Endokrinní funkce pankreatu* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/xi-regulacni-mechanismy-1-endokrinni-regulace/5-endokrinni-funkce-pankreatu/>
- [7] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 8072623117.
- [8] LONOVICS, Janos. Pancreatic Polypeptide. *Archives of Surgery* [online]. 1981, **116**(10) [cit. 2020-12-15]. ISSN 0004-0010. Dostupné z: doi:10.1001/archsurg.1981.01380220010002
- [9] VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4., upravené vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-3563-7.
- [10] BÁRTOVÁ, Jarmila. *Přehled patologie*. V Praze: Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2745-8.
- [11] Magnetic Resonance Imaging (MRI). *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering: Creating Biomedical Technologies to Improve Health* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/magnetic-resonance-imaging-mri>
- [12] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I*. Vyd. 2. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2007, c2000. ISBN 9788001037799.
- [13] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1
- [14] Žlázy ve vztahu k trávicí soustavě: Slinivka břišní (pancreas). In: *Základy anatomie* [online]. [cit. 2020-12-15]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_II/pages/zlazy_k_soustave.html

- [15]VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody: III. díl Magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- [16]DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004. ISBN 80-214-2788-4.
- [17]MRIMASTER.COM [online]. [cit. 2021-03-28]. Dostupné z: <https://mrimaster.com/>
- [18]LEE, Eun Sun. Imaging diagnosis of pancreatic cancer: A state-of-the-art review. *World Journal of Gastroenterology* [online]. 2014, **20**(24) [cit. 2020-11-23]. ISSN 1007-9327. Dostupné z: doi:10.3748/wjg.v20.i24.7864
- [19]SANDRASEGARAN, Kumaresan, Chen LIN, Fatih M. AKISIK a Mark TANN. State-of-the-Art Pancreatic MRI. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2010, **195**(1), 42-53 [cit. 2020-12-15]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.10.4421
- [20]XIAO, Bo. Magnetic resonance imaging for local complications of acute pancreatitis: A pictorial review. *World Journal of Gastroenterology* [online]. 2010, **16**(22) [cit. 2021-01-03]. ISSN 1007-9327. Dostupné z: doi:10.3748/wjg.v16.i22.2735
- [21]WANG, Lixia, Srinivas GADDAM, Nan WANG, et al. Multiparametric Mapping Magnetic Resonance Imaging of Pancreatic Disease. *Frontiers in Physiology* [online]. 2020, **11** [cit. 2020-12-13]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.00008
- [22]HANEDER, Stefan, Katrin KOZIEL, John N. MORELLI, Philipp RIFFEL, Johannes BUDJAN, Stefan O. SCHOENBERG a Henrik J. MICHAELY. Clinical application of 3D VIBECAIPI-DIXON for non-enhanced imaging of the pancreas compared to a standard 2D fat-saturated FLASH. *Clinical Imaging* [online]. 2014, **38**(2), 142-147 [cit. 2021-01-21]. ISSN 08997071. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinimag.2013.11.005
- [23]GOU, S, J WU, F LIU, P LEE, S RAPACCHI, P HU a K SHENG. Feasibility of automated pancreas segmentation based on dynamic MRI. *The British Journal of Radiology* [online]. 2014, **87**(1044) [cit. 2020-12-14]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20140248
- [24]GOU, Shuiping, Percy LEE, Peng HU, Jean-Claude RWIGEMA a Ke SHENG. Feasibility of automated 3-dimensional magnetic resonance imaging pancreas segmentation. *Advances in Radiation Oncology* [online]. 2016, **1**(3), 182-193 [cit. 2020-12-14]. ISSN 24521094. Dostupné z: doi:10.1016/j.adro.2016.05.002
- [25]GONG, Xiaoliang, Chao MA, Panpan YANG, Yufei CHEN, Chaolin DU, Caixia FU a Jian-Ping LU. Computer-aided pancreas segmentation based on 3D GRE Dixon MRI: a feasibility study. *Acta Radiologica Open* [online]. 2019, **8**(3) [cit. 2020-12-14]. ISSN 2058-4601. Dostupné z: doi:10.1177/2058460119834690

- [26]SHAN, Xiaoying, Chaolin DU, Yufei CHEN, Asoke NANDI, Xiaoliang GONG, Chao MA a Panpan YANG. Threshold algorithm for pancreas segmentation in Dixon water magnetic resonance images. In: *2017 13th International Conference on Natural Computation, Fuzzy Systems and Knowledge Discovery (ICNC-FSKD)* [online]. IEEE, 2017, 2017, s. 2367-2371 [cit. 2020-12-14]. ISBN 978-1-5386-2165-3. Dostupné z: doi:10.1109/FSKD.2017.8393142
- [27]DUBEY, Rash. A REVIEW ON MRI IMAGE SEGMENTATION TECHNIQUES. *ResearchGate* [online]. [cit. 2020-12-15]. ISSN 2278 – 909X. Dostupné z: doi:10.13140/RG.2.1.2131.2486
- [28]YAO, Xu, Yuqing SONG a Zhe LIU. Advances on pancreas segmentation: a review. *Multimedia Tools and Applications* [online]. 2020, **79**(9-10), 6799-6821 [cit. 2020-12-18]. ISSN 1380-7501. Dostupné z: doi:10.1007/s11042-019-08320-7
- [29]KOVANLIKAYA, Arzu, Steven D. MITTELMAN, Andrette WARD, Mitchell E. GEFFNER, Frederick DOREY a Vicente GILSANZ. Obesity and fat quantification in lean tissues using three-point Dixon MR imaging. *Pediatric Radiology* [online]. 2005, **35**(6), 601-607 [cit. 2021-01-21]. ISSN 0301-0449. Dostupné z: doi:10.1007/s00247-005-1413-y
- [30]ASATURYAN, Hykoush, Antonio GLIGORIEVSKI a Barbara VILLARINI. Morphological and multi-level geometrical descriptor analysis in CT and MRI volumes for automatic pancreas segmentation. *Computerized Medical Imaging and Graphics* [online]. 2019, **75**, 1-13 [cit. 2021-01-24]. ISSN 08956111. Dostupné z: doi:10.1016/j.compmedimag.2019.04.004
- [31]ELSTER, Allen D. Questions and answer in MRI. *Questions and answer in MRI* [online]. [cit. 2021-01-24]. Dostupné z: <https://www.mriquestions.com/index.html#>
- [32]*Radiopeadia* [online]. [cit. 2021-02-01]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/?lang=us>
- [33]Magnetom Sempra. *Siemens Healthineers* [online]. [cit. 2021-02-01]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-sempra>
- [34]SIEMENS, Healthcare Headquarters. *Magnets, Spins, and Resonances: An introduction to the basics of Magnetic Resonance*. Germany, 2015.
- [35]Rediff.com: This MRI scan shows how cancer would grow in the future. In: *Rediff.com* [online]. 30.10.2014 [cit. 2021-02-09]. Dostupné z: <https://www.rediff.com/news/report/this-mri-scan-shows-how-cancer-would-grow-in-the-future/20141030.htm>
- [36]AJA-FERNÁNDEZ, Santiago, Ariel Hernán CURIALE a Gonzalo VEGAS-SÁNCHEZ-FERRERO. A local fuzzy thresholding methodology for multiregion image segmentation. *Knowledge-Based Systems* [online]. 2015, **83**, 1-12 [cit. 2021-02-12]. ISSN 09507051. Dostupné z: doi:10.1016/j.knosys.2015.02.029
- [37]BEDNÁŘ, Jan. *Regionální segmentace biomedicínských obrazových dat - laboratorní úloha* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2021-02-13]. Dostupné z:

<http://hdl.handle.net/10084/136213>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.